

**WYDZIAŁ INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ  
POLITECHNIKA ŚLĄSKA**



**Politechnika  
Śląska**

**ROZPRAWA DOKTORSKA**

**Model matematyczny prognozowania konsekwencji zdrowotnych w obrębie  
układu szkieletowo-mięśniowego w wyniku sedentarnego stylu życia**

**mgr inż. Hanna Zadoń**

**PROMOTOR**

**prof. dr hab. inż. Robert Michnik**

**PROMOTOR POMOCNICZY**

**dr inż. Katarzyna Nowakowska-Lipiec**

**ZABRZE 2025**



NARODOWE CENTRUM NAUKI

Autorka uzyskała środki finansowe w ramach finansowania projektu badawczego z Narodowego Centrum Nauki, projekt pt. „Model matematyczny prognozowania konsekwencji zdrowotnych w obrębie układu szkieletowo-mięśniowego w wyniku sedentarnego stylu życia”, numer grantu: 2019/35/O/ST8/02719.

## SPIS TREŚCI

Oznaczenia .....	- 7 -
Wstęp.....	- 9 -
1 Sedytarny styl życia – zagrożenie współczesnego świata.....	- 11 -
1.1 Sedytarny styl życia - definicja .....	- 12 -
1.2 Ile kroków dziennie jest wystarczające? – rekomendacje.....	- 14 -
1.3 Konsekwencje zdrowotne siedzącego trybu życia .....	- 17 -
1.4 Przegląd longituidalnych badań analizujących wpływ sedytarnego stylu życia na zdrowie .....	- 18 -
2 Cel i zakres pracy.....	- 21 -
3 Wpływ sedytarnego stylu życia na funkcjonowanie narządu ruchu – badania doświadczalne .....	- 25 -
3.1 Charakterystyka grupy badanych osób .....	- 26 -
3.1.1 Analizy statystyczne.....	- 31 -
3.2 Longituidalne badania aktywności fizycznej .....	- 32 -
3.2.1 Metodyka badań doświadczalnych.....	- 35 -
3.2.2 Wyniki i dyskusja .....	- 37 -
3.2.3 Wnioski .....	- 44 -
3.3 Masa ciała a sedytarny styl życia .....	- 45 -
3.3.1 Metodyka badań doświadczalnych.....	- 47 -
3.3.2 Wyniki i dyskusja .....	- 48 -
3.3.3 Wnioski .....	- 52 -
3.4 Postawa ciała a sedytarny styl życia.....	- 53 -
3.4.1 Metodyka badań doświadczalnych.....	- 57 -
3.4.2 Wyniki i dyskusja .....	- 60 -
3.4.3 Wnioski .....	- 62 -
3.5 Badania stabilograficzne a sedytarny styl życia .....	- 63 -
3.5.1 Metodyka badań doświadczalnych.....	- 65 -
3.5.2 Wyniki i dyskusja .....	- 66 -
3.5.3 Wnioski .....	- 69 -
3.6 Funkcje lokomocyjne a sedytarny styl życia.....	- 70 -
3.6.1 Metodyka badań doświadczalnych.....	- 72 -
3.6.2 Wyniki i dyskusja .....	- 75 -
3.6.3 Wnioski .....	- 77 -

3.7	Gęstość mineralna kości a sedentarny styl życia .....	- 78 -
3.7.1	Metodyka badań doświadczalnych.....	- 81 -
3.7.2	Wyniki i dyskusja .....	- 84 -
3.7.3	Wnioski .....	- 88 -
3.8	Siła ścisku dłoni a sedentarny styl życia .....	- 89 -
3.8.1	Metodyka badań doświadczalnych.....	- 91 -
3.8.2	Wyniki i dyskusja .....	- 91 -
3.8.3	Wnioski .....	- 92 -
3.9	Grubość wybranych mięśni a sedentarny styl życia.....	- 93 -
3.9.1	Metodyka badań doświadczalnych.....	- 95 -
3.9.2	Wyniki i dyskusja .....	- 97 -
3.9.3	Wnioski .....	- 100 -
3.10	Badania doświadczalne - podsumowanie.....	- 102 -
4	Badania modelowe wpływu konsekwencji sedentarnego stylu życia na funkcjonowanie narządu ruchu człowieka.....	- 106 -
4.1	Modelowanie matematyczne narządu ruchu człowieka.....	- 106 -
4.2	Identyfikacja obciążeń układu mięśniowo-szkieletowego w środowisku AnyBody Modeling System.....	- 110 -
4.2.1	Modele matematyczne narządu ruchu człowieka.....	- 111 -
4.2.2	Zadanie optymalizacyjne.....	- 115 -
4.2.3	Analizowane parametry obciążeń w układzie mięśniowo-szkieletowego .....	- 116 -
4.2.4	Weryfikacja modeli narządu ruchu.....	- 118 -
4.3	Wpływ poz. siedzącej na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego...-	119 -
4.3.1	Metodyka badań modelowych .....	- 120 -
4.3.2	Wyniki i dyskusja .....	- 122 -
4.3.3	Wnioski .....	- 128 -
4.4	Prognozowanie konsekwencji siedzącego trybu życia.....	- 129 -
4.4.1	Wpływ zmiany masy ciała na obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego-	129 -
4.4.1.1	Metodyka badań modelowych .....	- 130 -
4.4.1.2	Wyniki i dyskusja .....	- 132 -
4.4.1.3	Wnioski .....	- 137 -
4.4.2	Wpływ zmiany masy na możliwości wykonywania podstawowych czynności dnia codziennego .....	- 138 -
4.4.2.1	Metodyka badań modelowych .....	- 139 -
4.4.2.2	Wyniki i dyskusja .....	- 141 -
4.4.2.3	Wnioski .....	- 144 -

4.4.3	Wpływ zmiany masy oraz zdolności siłowych na możliwości wykonywania podstawowych czynności dnia codziennego.....	- 145 -
4.4.3.1	Metodyka badań modelowych .....	- 146 -
4.4.3.2	Wyniki i dyskusja .....	- 147 -
4.4.3.3	Wnioski .....	- 149 -
4.4.4	Wpływ zmiany postawy ciała na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego.....	- 150 -
4.4.4.1	Metodyka badań modelowych .....	- 151 -
4.4.4.2	Wyniki i dyskusja .....	- 153 -
4.4.4.3	Wnioski .....	- 157 -
4.4.5	Wpływ aktywności fizycznej na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego.....	- 158 -
4.4.5.1	Metodyka badań modelowych .....	- 159 -
4.4.5.2	Wyniki i dyskusja .....	- 161 -
4.4.5.3	Wnioski .....	- 163 -
4.5	Podsumowanie badań modelowych .....	- 164 -
5	Wnioski końcowe.....	- 167 -
6	Kierunek dalszych badań .....	- 169 -
	Streszczenie.....	- 170 -
	Abstract .....	- 171 -
	Bibliografia.....	- 172 -



## OZNACZENIA

- AMMR (ang. AnyBody Managed Model Repository) – repozytorium o modeli narządu ruchu człowieka w oprogramowaniu AnyBody Modeling System
- ASŻ – grupa osób biorących udział w badaniach doświadczalnych prowadząca aktywny styl życia
- BW (ang. body weight) – ciężar ciała [N]
- COP (ang. Center of Pressure) – środek nacisku podłoża
- CVD (ang. cardiovascular disease) – choroby układu sercowo-naczyniowego
- ES (łac. erector spinae) – mięsień prostownik grzbietu
- DUW – dynamika układów wieloczłonowych
- KFlex (ang. knee flexion) – kąt zgięcia w stawie kolanowym
- LAM (łac. lateral abdominal muscle) - mięśnie bocznej ściany brzucha
- M (łac. multifidus muscle) – mięsień wielodzielny
- MES – metoda elementów skończonych
- MET (ang. metabolic equivalent) – równoważnik metaboliczny,
- MVPA (ang. Moderate to Vigorous Physical Activity) – ilość czasu spędzonego na aktywności powyżej umiarkowanej
- OE (łac. external oblique – mięsień skośny zewnętrzny
- OI (łac. internal oblique) – mięsień skośny wewnętrzny
- PT (ang. pelvic tilt) – kąt nachylenia miednicy
- RA (łac. rectus abdominis) – mięsień prosty brzucha
- RF (łac. musculus rectus femoris) – mięsień prosty uda
- SB (ang. sedentary behaviour) – zachowania sedentarne
- SSŻ – grupa osób biorących udział w badaniach doświadczalnych prowadząca sedentarny styl życia
- SCA (ang. sagittal vertical axis) – strzałkowa oś pionowa
- TrA (łac. transversus abdominis muscles) – mięśnie poprzeczne brzucha
- UMW – test U Manna-Whitneya
- WHO (ang. World Health Organization) – Światowa Organizacja Zdrowia
- VI (łac. musculus rectus femoris) – mięsień obszerny pośredni





## WSTĘP

Współczesny postęp cywilizacyjny i zmieniające się warunki życia przyczyniły się do znacznego ograniczenia aktywności fizycznej i wzrostu czasu spędzanego w pozycji siedzącej. Statystyki zgromadzone przez Światową Organizację Zdrowia wskazują, że siedzący tryb życia staje się globalnym zjawiskiem i stanowi czwartą najczęstszą przyczynę zgonów na świecie, ustępując jedynie nadciśnieniu tętniczemu, paleniu tytoniu oraz podwyższonemu poziomowi glukozy we krwi. Dane literaturowe potwierdzają istotny wpływ sedentarnego stylu życia na zdrowie człowieka, wskazując na jego związek z ponad 35 jednostkami chorobowymi i stanami patologicznymi. Wśród nich najczęściej wymienia się m.in. przewlekłe bóle dolnego odcinka kręgosłupa, choroby układu sercowo-naczyniowego, osteoporozę, depresję, cukrzycę, otyłość oraz zaburzenia funkcji poznawczych.

Narastająca świadomość zagrożeń zdrowotnych związanych z sedentarnym stylem życia doprowadziła do intensyfikacji badań nad jego skutkami oraz sposobami ich ograniczania. Narzędziami umożliwiającymi ilościową ocenę funkcjonowania narządu ruchu człowieka są badania biomechaniczne oraz zyskujące coraz większą popularność modelowanie matematyczne układu mięśniowo-szkieletowego człowieka wykorzystujące techniki optymalizacyjne, które pozwalają na bezinwazyjne wyznaczenie zarówno sił reakcji w poszczególnych stawach oraz sił mięśniowych układu mięśniowego. Wykorzystanie modelowania matematycznego pozwala na przeprowadzenie szczegółowej analizy obciążeń działających na układ ruchu oraz identyfikację zmian funkcjonowania układu mięśniowo-szkieletowego w wyniku prowadzonego stylu życia czy upływającego czasu. Dzięki temu możliwe jest określenie mechanizmów adaptacyjnych, prognozowanie konsekwencji długotrwałego obciążenia struktur biomechanicznych oraz opracowanie strategii prewencyjnych minimalizujących ryzyko dysfunkcji i schorzeń układu ruchu.

Ze względu na rosnącą powszechność sedentarnego trybu życia oraz niedostatek badań określających jego długofalowe konsekwencje dla układu mięśniowo-szkieletowego, jako cel niniejszej pracy postawiono prognozowanie konsekwencji zdrowotnych sedentarnego stylu życia w obrębie układu mięśniowo-szkieletowego na podstawie wyników badań modelowych oraz longitudinalnych badań doświadczalnych narządu ruchu.



## 1 SEDENTARNY STYL ŻYCIA – ZAGROŻENIE WSPÓŁCZESNEGO ŚWIATA

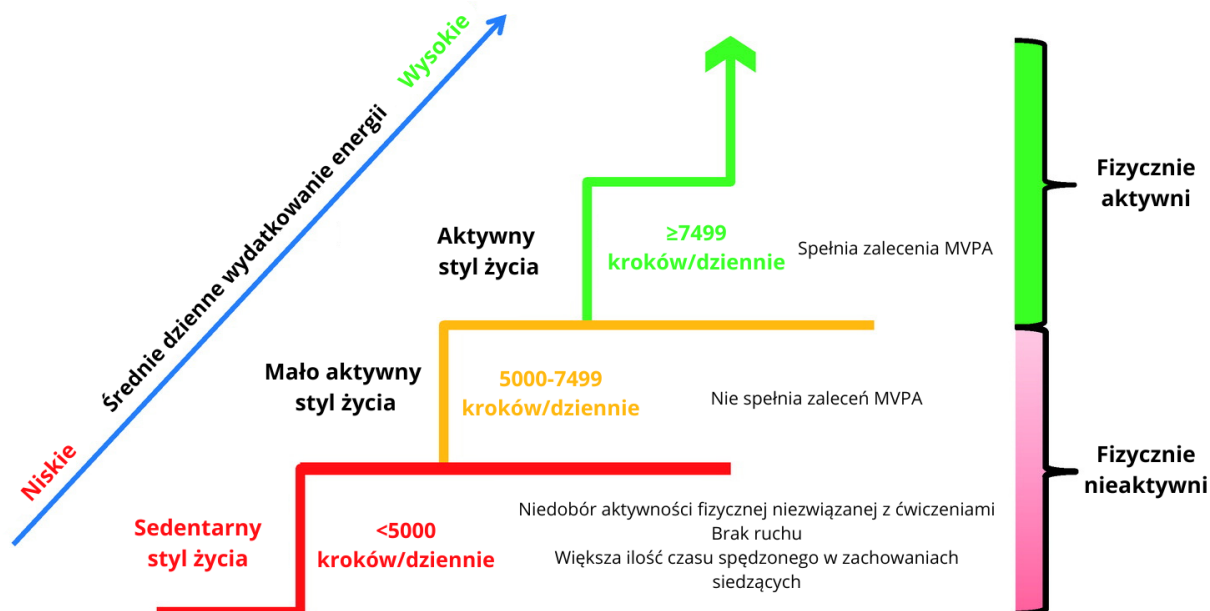
Nauka w szkole, praca biurowa, dojazd do pracy samochodem czy spędzanie wolnego czasu przed telewizorem powoduje, że pozycja siedząca zdominowała życie współczesnego człowieka. Negatywne skutki długotrwałego przebywania w pozycji siedzącej zostały potwierdzone w badaniach przeprowadzonych przez Światową Organizację Zdrowia (WHO), gdzie siedzący tryb życia uznano za czwartą przyczynę śmiertelności ludzi, tuż za nadciśnieniem tętniczym, paleniem tytoniu oraz podwyższonym poziomem glukozy we krwi [290]. Dane literaturowe wskazują, że z siedzącym trybem życia jest związanych ponad 35 chorób lub stanów chorobowych, tj.: otyłość, cukrzyca, nadciśnienie tętnicze czy osteoporoza [149]. Mimo świadomości społeczeństwa na temat negatywnego wpływu siedzącego trybu życia, dzienny czas spędzany w pozycji siedzącej wciąż ulega wydłużeniu [274]. Dane statystyczne [154] wskazują, że mediana czasu spędzanego w pozycji siedzącej przez przeciętnego Europejczyka wynosi dzienne 300min (180-420min), wahając się od mediany 180min w Portugalii do 360min w Danii i Holandii. Ponadto 18,5% ankietowanych ujawniło, że siedzi 7,5 godziny lub więcej dziennie, od 8,9% mieszkańców Hiszpanii do 32,1% obywateli Holandii (Rys. 1.1). Co ciekawe wykazano, iż czas spędzany w pozycji siedzącej zależy od położenia geograficznego. Zaobserwowano podział na północ i południe Europy, gdzie niższy odsetek osób siedzących jest w krajach południowych, natomiast wyższy odsetek osób zgłaszających siedzenie przez ponad 7,5 godziny dziennie na północy Europy. Godnymi uwagi wyjątkami od tej obserwacji są Irlandia, gdzie 10,4% ankietowanych zgłosiło, że siedzi więcej niż 7,5 godziny dziennie, oraz Chorwacja i Czechy (odpowiednio 22,7% i 26,5%). Jak możemy zaobserwować w Polsce 18% ankietowanych spędza powyżej 7,5h/dziennie w pozycji siedzącej. W epidemiologicznych badaniach WOBASZ pozwalających na ocenę poziomu aktywności fizycznej dorosłych Polaków, zaobserwowano, że siedzący tryb życia preferuje aż 49% Polaków i 55% Polek [70], co wskazuje na powszechny problem niskiej aktywności fizycznej. W 2023r. tylko 28% Polaków w wieku 15-69 lat spełniało zalecenia WHO dotyczące poziomu aktywności fizycznej w czasie wolnym, wyłączając spacerowanie [309]. Natomiast według danych Eurobarometru Polacy znajdują się na 3 miejscu wśród państw, które nie ćwiczą i nie uprawiają sportu [126].



z urządzeń elektrycznych podczas siedzenia lub leżenia, czytanie/pisanie/rozmawianie podczas siedzenia a także siedzenie w autobusie, samochodzie lub pociągu [260]. Z perspektywy zdrowotnej, siedzący tryb życia definiowany jest przez nieosiągnięcie minimalnych zaleceń WHO dotyczących aktywności fizycznej, takich jak 150 minut umiarkowanej lub intensywnej aktywności tygodniowo [291]. Natomiast w literaturze dotyczącej sportu i ćwiczeń fizycznych termin „siedzący tryb życia” jest często używany do opisywania braku określonego progu aktywności fizycznej, często niezależnie od faktycznego czasu spędzonego w pozycji siedzącej [29, 52, 169]. Np. Bernstein i in. [29] zaproponowali, że osobami prowadzącymi sedentarny styl życia są osoby, które zużywają mniej niż 10% dziennego wydatku energetycznego na wykonywanie czynności o umiarkowanej i wysokiej intensywności, podczas których tempo metabolizmu wzrasta co najmniej czterokrotnie w stosunku do wartości wyjściowej. W pracy Church i in. [52] jako sedentarny styl życia określono styl osób, które nie ćwiczyły dłużej niż 20 minut przez 3 lub więcej dni w tygodniu, a ich liczba kroków wyniosła poniżej 8000 kroków dziennie ocenianych względem tygodnia. Natomiast w pracy Melanson i in. [169] siedzący tryb życia zdefiniowano jako regularne wykonywanie ćwiczeń fizycznych w wymiarze mniejszym niż 1 godzina tygodniowo lub uczestniczenie w aktywnościach sportowych przez mniej niż 1 godzinę tygodniowo.

Brak jednoznacznej terminologii opisującej sedentarny styl życia a przede wszystkim potrzeba utworzenia przystępnego dla społeczeństwa sposobu jego określania skłoniły Tudor-Locke i in. [265, 267–270] do rozpoczęcia prac nad ilościową metodą opisu poziomu aktywności fizycznej oraz prowadzonego stylu życia. Tudor-Locke i in. [268] zauważyli potencjał w coraz bardziej popularnych na rynku krokomierzach i tak w 2004r. roku zaproponowali pierwszą wersję wskaźnika sedentarnego stylu życia opartego na krokach (Rys. 1.2) [265]. Jako wartość graniczną dla sedentarnego stylu życia przyjęto 5 000 kroków/dziennie. Wykonywanie od 5 000 do 7499 kroków dziennie uznano za typową codzienną aktywność z wyłączeniem sportu i ćwiczeń a styl życia można określać jako „mało aktywny”. Zwiększenie ilości kroków do 9 999 na dzień najprawdopodobniej obejmuje pewne dobrowolne działania (i/lub związane z podwyższonymi wymaganiami dotyczącymi aktywności zawodowej), a ten styl życia klasyfikowany jest jako „nieco aktywny”. Natomiast próg 10 000 kroków/dziennie powinien być używany do określania osób jako „aktywne”. Osoby wykonujące powyżej 12 500 kroków dziennie należy uważać za osoby bardzo aktywne. Zaproponowany wskaźnik został ponownie przeanalizowany w 2008 roku w ramach zaktualizowanego przeglądu "How many steps/day are enough?" [269], który ugruntował znaczenie propozycji wykorzystania kroków jako prostego wskaźnika do monitorowania

aktywności fizycznej oraz ograniczenia sedentarnego stylu życia. W 2009 roku zaproponowano dodatkowy podział sedentarnego stylu życia na 2 kategorie: (1) < 2 500 kroków/dzień – określona jako „podstawowa aktywność fizyczna”, (2) 2 500 - 4 999 kroków/dzień – określana jako „ograniczona aktywność fizyczna” [270].



Rys. 1.2 Schemat przedstawiający definicje poszczególnych stylów życia osób dorosłych [267].

### 1.2 Ile kroków dziennie jest wystarczające? – rekomendacje

Ile kroków dziennie jest wystarczające? Zanim zostanie udzielona odpowiedź na to pytanie, konieczne jest precyzyjne zdefiniowanie pojęcia "kroku". Zgodnie z definicją zawartą w słowniku Merriam-Webstera, krok uważany jest jako ruch wykonywany poprzez podniesienie stopy i postawienie jej w innym miejscu [310]. Naukowcy zajmujący się badaniami w zakresie chodu i rehabilitacji rozszerzają tę definicję o uwzględnienie protezy. W związku z czym krok może być definiowany jako każdy moment, w którym stopa lub proteza jest podnoszona z ziemi i ponownie kładziona w celu poruszania się. Dodatkowo słownik Oxford definiuje krok jako „czynność lub ruch stawiania jednej kończyny dolnej przed drugą podczas chodzenia lub biegania”, sugerując, że krok musi być elementem sekwencji podobnych zdarzeń [310]. W przypadku stosowania krokomierzy krok wykrywany jest przez urządzenie, gdy dochodzi do zmiany pozycji ciała, zazwyczaj związanej z cyklem chodu. Krokomierz rejestruje ten ruch na podstawie drgań lub przyspieszeń automatycznie rozpoznając i licząc każdy krok na podstawie zdefiniowanego wzorca aktywności.

Obecnie na całym świecie liczne agencje rządowe i organizacje pozarządowe opracowują i promują wytyczne dotyczące zalecanej ilości aktywności fizycznej niezbędnej do utrzymania zdrowia jednocześnie próbując odpowiedzieć na pytanie: „Ile aktywności fizycznej jest wystarczające?”. Wytyczne te zazwyczaj określają częstotliwość, czas trwania i intensywność aktywności, opierając się na wieloletnich badaniach epidemiologicznych i interwencyjnych. Do najpopularniejszych wytycznych należy zaliczyć te promowane przez Światową Organizację Zdrowia [291], zgodnie z którymi dorośli powinni wykonywać co najmniej 150-300 minut aerobowej aktywności fizycznej o umiarkowanej intensywności lub co najmniej 75-150 minut intensywnej aerobowej aktywności fizycznej lub równoważne połączenie aktywności o umiarkowanej i intensywnej intensywności w ciągu tygodnia, aby uzyskać znaczące korzyści zdrowotne. Natomiast, aby zapewnić dodatkowe korzyści dla zdrowia, dorośli powinni również wykonywać ćwiczenia o umiarkowanej lub większej intensywności wzmacniające mięśnie, które angażują wszystkie główne grupy mięśniowe przez 2 lub więcej dni w tygodniu.

Jednak rozwój oraz popularność monitorów aktywności daje możliwość rozszerzenia wytycznych o zalecenia obiektywnie monitorowanych parametrów. W Tabeli 1.1 przedstawiono zalecenia z całego świata oparte na dziennych ilościach kroków. Jak można zauważyć, zalecenia te różnią się między sobą. Pomimo dużej rozbieżności na arenie międzynarodowej zatwierdzono podobne wytyczne dotyczące zdrowia publicznego, tj.: 30 minut (czasami do 60 minut) dziennie (lub 150-210 minut/tydzień) spędzonych na aktywności powyżej umiarkowanej, zwykle w minimalnych 10-minutowych seriach [266]. Zakładając, że 100 kroków/min stanowi rozsądną ilość odpowiadającą umiarkowanej aktywności chodzenia, pomnożenie jej przez typowe dzienne zalecenia (30 min) daje minimum 3 000 kroków dziennie. Wartość tę można traktować jako orientacyjny cel, gdyż należy pamiętać, że kroki powinny być wykonywane ponad poziom codziennej, nawykowej aktywności. Dzięki temu kroki te odzwierciedlają rzeczywistą, dodatkową aktywność fizyczną w ciągu dnia i jednocześnie pomagają spełnić zalecenia dotyczące minimalnego czasu przeznaczanego na aktywności powyżej umiarkowanej (ang. MVPA, Moderate-to-Vigorous Physical Activity) [266]. Jednak jako podsumowanie należy przytoczyć najważniejszą wytyczną dotyczącą zdrowia publicznego szczególnie w przypadku dorosłych prowadzących siedzący tryb życia - „każda aktywność fizyczna jest lepsza niż żadna”.

Tabela 1.1 Rekomendacje agencji rządowych oraz organizacji pozarządowych oparte na dziennej ilości kroków [266].

<b>Agencje rządowe, organizacje pozarządowe</b>	<b>Rekomendacje</b>
Queensland Health (Australia)	Projekt 10 000 kroków: ma na celu zwiększenie codziennej aktywności Australijczyków poprzez zachęcanie do korzystania z krokomierza w celu gromadzenia "przypadkowej" aktywności fizycznej w ramach codziennego życia.
National Heart Association of Australia	W 2009 r. wydano broszurę "Liczy się każdy krok", w której stwierdzono, że "sugerowany cel dla zdrowych dorosłych to 10 000 kroków dziennie".
U.S. President's Challenge Physical Activity and Fitness Awards Program	Zaleca 8 500 kroków dziennie dla dorosłych oraz odpowiednio 13 000 i 11 000 kroków dziennie dla chłopców i dziewcząt.
America on the Move	Organizacja promuje dodatkowe 2000 kroków dziennie i zmniejszenie spożycie kalorii o 100 dziennie, co zapobiega przybieraniu na masie.
National Obesity Forum (U.K)	Wskazuje, że od 3 000 do 6 000 kroków dziennie oznacza siedzący tryb życia, od 7 000 do 10 000 kroków oznacza umiarkowaną aktywność, a > 11 000 kroków dziennie oznacza dużą aktywność.
Northern Ireland's Public Health Agency	Promuje dodatkowe 30 minut codziennego chodzenia lub 3000 kroków.
Ministry of Health, Labour and Welfare of Japan	Zaleca: "dla osób, które zamierzają promować zdrowie głównie poprzez aktywność fizyczną, jako cel ustala się codzienny spacer o długości od 8 000 do 10 000 kroków. Raport wskazuje, że 8 000 do 10 000 kroków dziennie odpowiada w przybliżeniu 60 minutom chodzenia dziennie z intensywnością 3 MET, a także odpowiada w przybliżeniu 23 MET-godzinom tygodniowo MVPA, co jest zalecanym poziomem aktywności fizycznej w niniejszych wytycznych.



### 1.3 Konsekwencje zdrowotne siedzącego trybu życia

James Levine, pionier badań nad negatywnym wpływem siedzącego trybu życia na zdrowie, rozpoczyna swoją pracę mocnym stwierdzeniem: „Sitting too much kills (tłum. nadmierne siedzenie zabija)” [149]. Jego słowa nie są przesadą, lecz wynikiem wielu lat badań, które wykazują, że długotrwałe siedzenie jest związane z wieloma poważnymi problemami zdrowotnymi. Nadmierne siedzenie, określane coraz częściej jako „choroba siedząca” jest wynikiem wprowadzania sprzecznych zachowań w ludzkiej naturze. Człowiek nie jest przystosowany do długotrwałego siedzenia, a jego organizm reaguje na ten stan w sposób szkodliwy dla zdrowia. Obecnie z siedzącym stylem życia związanych jest ponad 35 chorób przewlekłych oraz schorzeń (Rys. 1.3), tj.: nadciśnienie [149], osteoporoza [44], choroby układu krążenia [73], dolegliwości bólowe kręgosłupa oraz bóle mięśniowo-szkieletowe [158], nowotwory złośliwe (tj. rak piersi [241], rak prostaty [204]), zaburzenia erekcji u mężczyzn [148] oraz depresja [117]. Nadmierne siedzenie może również doprowadzić do zaburzeń funkcjonowania gospodarki hormonalnej, obserwuje się zaburzenia hormonów płciowych oraz insulinopodobnych czynników wzrostu [155]. Te zmiany mogą wpływać na metabolizm przyczyniając się do rozwoju otyłości [247] a także występowania cukrzycy typu 2 oraz cukrzycy ciążowej [43]. Długotrwałe siedzenie może również wpływać na wzorce aktywacji mięśni odpowiedzialnych za przenoszenie ciężaru ciała, co w przypadku siedzenia może doprowadzić do skrzywień kręgosłupa, bólów pleców, problemów z kończynami górnymi, tj. np. zespół cieśni nadgarstka [166].



Rys. 1.3 Przykłady chorób przewlekłych oraz schorzeń związanych z prowadzeniem sedentarnego stylu życia.

#### **1.4 Przegląd longitudinalnych badań analizujących wpływ sedentarnego stylu życia na zdrowie**

Tematyka wpływu sedentarnego stylu życia na zdrowie zyskuje coraz większe zainteresowanie nie tylko w debatach publicznych, ale także w badaniach naukowych. Współczesne społeczeństwo, w którym dominują praca biurowa, nowoczesne technologie i ograniczona aktywność fizyczna, sprzyja rozwojowi wielu chorób przewlekłych i schorzeń. Dlatego, aby lepiej zrozumieć mechanizmy ich powstawania oraz zidentyfikować skutki siedzącego stylu życia, prowadzi się longitudinalne badania. Tego typu badania pozwalają na obserwowanie zmian w czasie, co jest kluczowe dla określenia przyczyn i skutków długotrwałych zachowań siedzących. Badania longitudinalne mają zasadnicze znaczenie dla wzmocnienia bazy dowodowej dotyczącej siedzącego trybu życia jako czynnika ryzyka dla zdrowia osób dorosłych.

Do tej pory przeprowadzono 3 przeglądy literatury [118, 218, 258], w których analizowano związek między siedzącym trybem życia a wynikami zdrowotnymi w grupie osób dorosłych na podstawie longitudinalnych pomiarów. W pracach przeglądowych Proper i in. [218] oraz Thorp i in. [258] analizie poddano prace obejmujące dorosłe populacje niebędące pacjentami powyżej 18 roku życia bez górnej granicy wiekowej, które ukazały się w latach 1989 – 2010 (Proper i in. [218]) oraz 1996-2011 (Thorp i in. [258]). Natomiast Huang i in. [118] stwierdzili, że istnieją znaczące różnice w cechach fizycznych oraz psychologicznych różnych grup wiekowych, dlatego swój przegląd ograniczyli do grupy wiekowej 18-34, a analizie poddali prace opublikowane w latach 1998-2022. W Tabeli 1.2 podsumowano prace przeglądowe pod kątem metodyki definiowania siedzącego stylu życia, oceny związków pomiędzy sedentarnym stylem życia oraz zdrowiem, a także jednoznaczności dowodów.

W badaniach longitudinalnych najczęściej podejmowano tematykę wpływu długotrwałego siedzenia na przyrost masy ciała oraz ryzyko wystąpienia otyłości u osób dorosłych. Po wykluczeniu powtarzających się publikacji – tematykę przedstawiono w 32 pracach. Na podstawie niespójnych wyników analizowanych badań stwierdzono, że brakuje wystarczających dowodów na istnienie związku między siedzącym trybem życia a przyrostem masy ciała prowadzącym do otyłości. Istnieją jednak wystarczające dowody, aby stwierdzić, że siedzący tryb życia w dzieciństwie i okresie dojrzewania stanowi silny predyktor otyłości oraz niekorzystnych zmian wskaźników związanych z otyłością w wieku dorosłym [258]. Drugą najbardziej popularną tematyką wśród naukowców było powiązanie sedentarnego stylu życia z występowaniem nieprawidłowości związanych z metabolizmem

oraz chorobami układu krążenia (17 publikacji). W pracy Proper i in. [218] dowody wskazujące na związek cukrzycy z prowadzonym stylem życia zostały uznane za umiarkowane. Natomiast w pozostałych pracach uznano, że nie ma wystarczających dowodów na istnienie związków przyczynowo-skutkowych między siedzącym trybem życia, markerami zdrowia metabolicznego i różnymi czynnikami ryzyka chorób sercowo-naczyniowych. Wpływ prowadzonego stylu życia próbowano również wykazać w longitudinalnych badaniach zaburzeń emocjonalnych (tj. poziom stresu, zaburzenia snu, depresja, lęk i gniew). Jednak ponownie dowody na pozytywny związek między siedzącym trybem życia a zaburzeniami emocjonalnymi były niejednoznaczne, co może wynikać z różnych form siedzącego trybu życia. Na przykład spędzanie czasu na korzystaniu ze smartfonów i tabletów wiąże się z pasywnym stanem psychicznym, który może zakłócać normalne procesy rozwoju neurokognitywnego, a to z kolei może prowadzić do wzrostu poziomu stresu i ryzyka depresji. W przeciwieństwie do tego, czas poświęcony na czytanie i pisanie może sprzyjać rozwijaniu autonomii i samodzielności, poprawiać poczucie spełnienia oraz dobrostan psychiczny, a także przyczyniać się do zmniejszenia zaburzeń nastroju [118]. Niewiele prac obejmujących longitudinalne badania analizowało związek między sprawnością fizyczną, funkcjami poznawczymi a sedentarnym stylem życia. Natomiast silny związek wykazano między czasem spędzonym na siedzącym trybie życia a zwiększonym ryzykiem śmiertelności ze wszystkich przyczyn zarówno u mężczyzn, jak i kobiet [258].

Przeprowadzone do tej pory badania longitudinalne wciąż nie dają jednoznacznych informacji dotyczących wpływu sedentarnego stylu życia na zdrowie, co może wynikać z różnych metod badawczych, różnych okresów obserwacji, ograniczeń w projektach badawczych, a także różnic w definiowaniu sedentarnego stylu życia. W przedstawionych przeglądach większość publikacji sedentarny styl życia określała w sposób subiektywny na podstawie samodzielnie rejestrowanych ilościach czasu spędzanego na zachowaniach sedentarnych lub wypełniając kwestionariusze oceniające m.in. czas spędzony w pozycji siedzącej (np. IPAQ (ang. International Physical Activity Questionnaire) - międzynarodowy kwestionariusz oceny aktywności fizycznej). W niewielu badaniach wykorzystano akcelerometrię do ilościowej oceny siedzącego trybu życia, mimo iż stanowią one precyzyjne narzędzie do monitorowania aktywności fizycznej lub jej braku. Tego rodzaju urządzenia pozwalają na dokładniejszą i obiektywną ocenę czasu spędzanego w pozycji siedzącej, co może być istotne w kontekście badań nad wpływem siedzącego trybu życia na zdrowie.

Tabela 1.2 Podsumowanie przeglądów literatury dotyczących badań longitudinalnych.

Autor	Ilość analizowanych prac w danym kontekście	Czas trwania badań longitudinalnych (zakres)	Sposób określania sedentarnego stylu życia		Wnioski		Dowody
			Ilość prac, w których sedentarny styl określono w sposób subiektywny (self-reported)	Ilość prac, w których sedentarny styl określono w sposób ilościowy (np. za pomocą akcelerometrów)	Ilość prac wykazujących jednoznaczny związek z siedzącym trybem życia	Ilość prac wykazujących brak lub niejednoznaczny związek z siedzącym trybem życia	
<b>Przyrost masy ciała, ryzyko otyłości u osób dorosłych</b>							
Proper i in. [218]	10	1 rok – 14 lat	10	0	3	7	niewystarczające
Thorp i in. [258]	22	7 mcy – 45 lat	21	1	19	3	niewystarczające
Huang i in. [118]	12	7 dni – 33 lat	9	3	7	5	niewystarczające
<b>Sprawność fizyczna</b>							
Huang i in. [118]	2	7 dni – 27 lat	1	1	2	0	umiarkowane
<b>Zespół metaboliczny/ czynniki ryzyka chorób układu krążenia (CVD)</b>							
Proper i in. [218]	6	1 rok – 10 lat	5	1	3	3	umiarkowane (cukrzyca) niewystarczające (CVD)
Thorp i in. [258]	13	7 mcy – 26 lat	11	2	7	6	niewystarczające
Huang i in. [118]	11	6 dni – 26 lat	8	3	5	6	niewystarczające
<b>Funkcje poznawcze</b>							
Huang i in. [118]	2	1 rok – 25 lat	0	2	1	1	niewystarczające
<b>Zaburzenia emocjonalne</b>							
Thorp i in. [258]	1	10 lat	1	0	1	0	niewystarczające
Huang i in. [118]	10	1 mc – 12 lat	6	4	4	6	niewystarczające
<b>Śmiertelność</b>							
Proper i in. [218]	2	6.6 lat – 24 lat	2	0	2	1	silne
Thorp i in. [258]	6	3.2 lata – 21 lat	6	0	6	0	silne

## 2 CEL I ZAKRES PRACY

Liczba badań longitudinalnych analizujących długoterminowe konsekwencje siedzącego trybu życia pozostaje ograniczona, co stanowi istotną lukę w literaturze naukowej. Większość dostępnych danych pochodzi z badań przekrojowych, które, choć wskazują na korelacje między siedzącym trybem życia a ryzykiem chorób przewlekłych, nie pozwalają na jednoznaczne określenie związków przyczynowo-skutkowych. Niewielka ilość badań o charakterze prospektywnym utrudnia precyzyjną ocenę wpływu długotrwałego pozostawania w pozycji siedzącej na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego. W dostępnej literaturze nie zidentyfikowano badań longitudinalnych łączących analizę biomechaniczną z ilościowym określeniem poziomu siedzącego trybu życia. Stanowi to istotne ograniczenie w pełnym zrozumieniu długoterminowych konsekwencji siedzącego trybu życia dla układu mięśniowo-szkieletowego i mechaniki ruchu.

Ze względu na zatrważające statystyki, coraz większą powszechność siedzącego stylu życia oraz brak danych literaturowych jednoznacznie określających zależność między siedzącym trybem życia a funkcjonowaniem narządu ruchu sformułowano następujący główny cel rozprawy doktorskiej:

**„prognozowanie konsekwencji zdrowotnych sedentarnego stylu życia w obrębie układu mięśniowo-szkieletowego na podstawie wyników badań modelowych oraz longitudinalnych badań doświadczalnych narządu ruchu.”**

Realizacja badań doświadczalnych oraz modelowych niniejszej pracy pozwoliła na znalezienie odpowiedzi na następujące pytania:

- jak styl życia wpływa na funkcjonowanie narządu ruchu człowieka?
- czy i w jaki sposób prowadzona przez człowieka aktywność fizyczna wpływa na wzorzec pozycji siedzącej?
- jak bardzo niebezpieczne dla układu szkieletowo-mięśniowego człowieka jest prowadzenie siedzącego trybu życia?

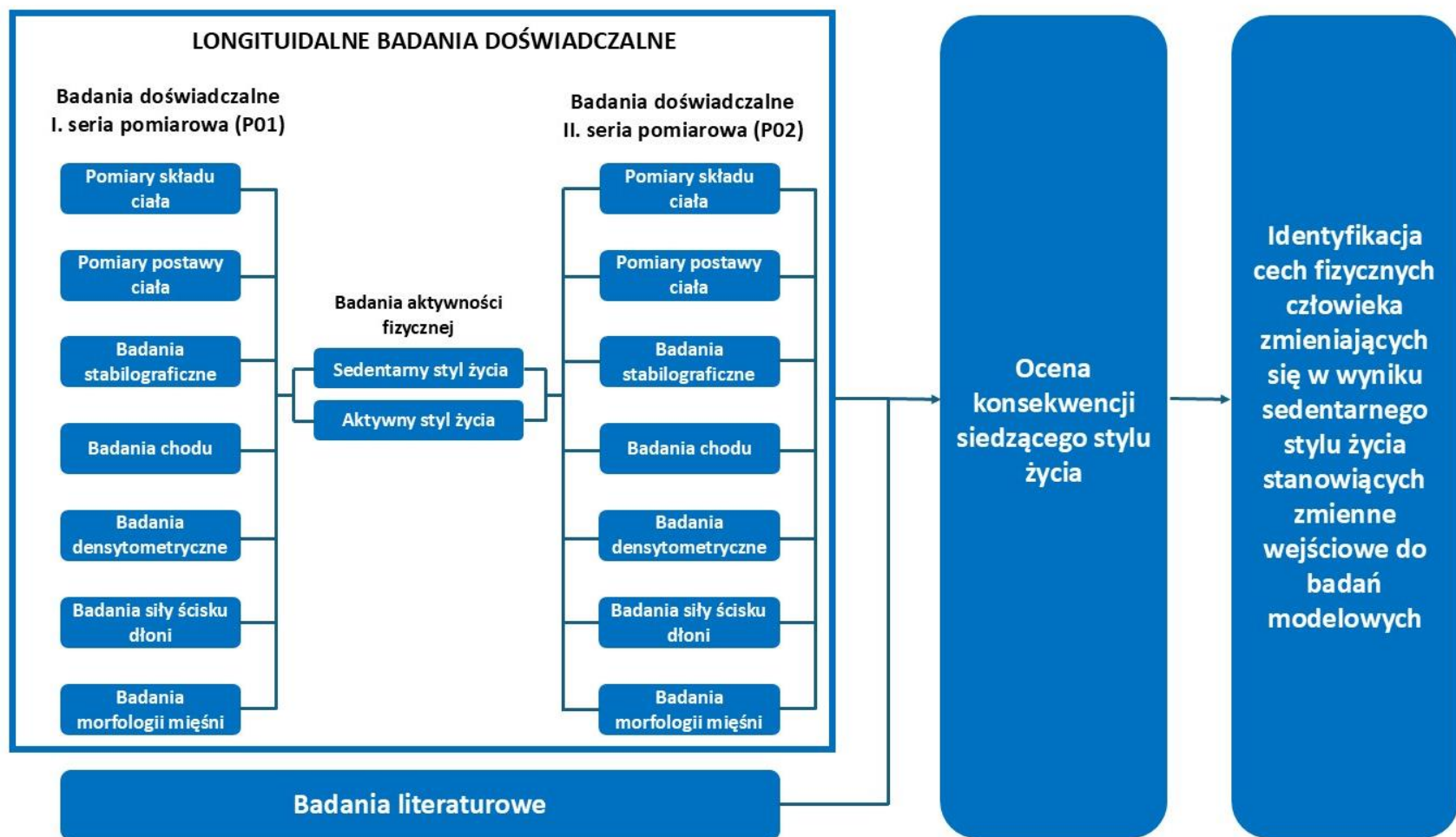
Realizacja postawionego celu badawczego wymagała opracowania planu badań, obejmującego dwa kluczowe etapy: I) badania doświadczalne i literaturowe (Rys. 2.1) oraz II) badania modelowe (Rys. 2.2). W ramach każdego z etapów wyodrębniono szczegółowy zakres działań, których realizacja była niezbędna do osiągnięcia zamierzonych celów. Tym samym zakres pracy doktorskiej obejmował:

**I. Badania doświadczalne i literaturowe:**

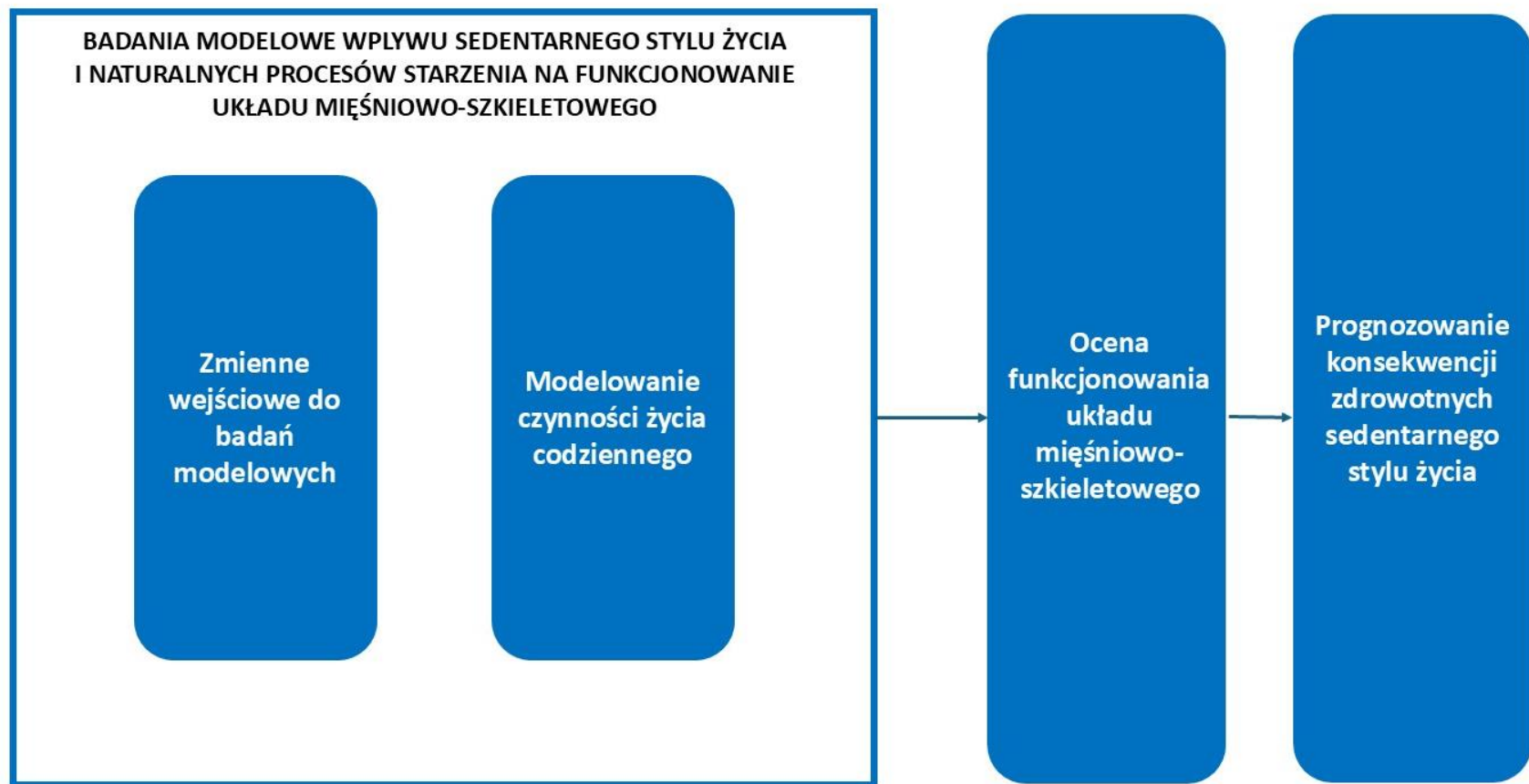
- opracowanie metodyki longituinalnych badań aktywności fizycznej, pomiarów masy ciała oraz wybranych pomiarów biomechanicznych,
- przeprowadzenie longituinalnych badań aktywności fizycznej, pomiarów masy ciała oraz wybranych pomiarów biomechanicznych,
- przeprowadzenie analiz statystycznych uzyskanych wyników,
- określenie zależności między prowadzonym stylem życia a wielkościami uzyskanymi w trakcie badań doświadczalnych,
- określenie zmian analizowanych wielkości biomechanicznych w grupie osób aktywnych oraz prowadzących sedentarny styl życia po upływie roku,
- ocena konsekwencji siedzącego stylu życia na podstawie wniosków z przeprowadzonych badań doświadczalnych oraz danych literaturowych,
- identyfikacja cech fizycznych człowieka zmieniających się w wyniku sedentarnego stylu życia stanowiących zmienne wejściowe do badań modelowych.

**II. Badania modelowe:**

- opracowanie modeli matematycznych narządu ruchu człowieka pozwalających na prowadzenie symulacji czynności życia codziennego, tj.: stanie, siedzenie, siadania na krzesło, podnoszenie i trzymanie przedmiotów, chód,
- opracowanie modeli matematycznych narządu ruchu człowieka uwzględniających zmienność zidentyfikowanych cech fizycznych będących konsekwencją sedentarnego stylu życia,
- przeprowadzenie badań modelowych wpływu sedentarnego stylu życia i naturalnych procesów starzenia na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego,
- analiza wyników symulacji pozwalających na ocenę funkcjonowania układu mięśniowo-szkieletowego,
- prognozowanie konsekwencji zdrowotnych sedentarnego stylu życia.



Rys. 2.1 Schemat metodyki badań wpływu stylu życia na funkcjonowanie narządu ruchu człowieka.



Rys. 2.2 Schemat badań modelowych pozwalających na prognozowanie konsekwencji zdrowotnych sedentarnego stylu życia i naturalnych procesów starzenia



### **3 WPLYW SEDENTARNEGO STYLU ŻYCIA NA FUNKCJONOWANIE NARZĄDU RUCHU – BADANIA DOŚWIADCZALNE**

W celu określenia wpływu sedentarnego stylu życia na funkcjonowanie narządu ruchu człowieka przeprowadzono longitudinalne badania aktywności fizycznej, pomiary masy ciała oraz szereg badań doświadczalnych obejmujący:

- badania postawy ciała umożliwiające ocenę sylwetki w pozycji stojącej oraz siedzącej,
- badania stabilograficzne pozwalające na ocenę zdolności utrzymywania równowagi ciała,
- badania chodu umożliwiające ocenę parametrów czasowo-przestrzennych,
- badania densytometryczne pozwalające na określenie poziomu gęstości mineralnej kości,
- badania zdolności siłowych dłoni,
- badania USG mięśni przedniej ściany brzucha, grzbietu i uda określające morfologię mięśni.

Ocenę stylu życia osób biorących udział w doświadczalnej części badań dokonano na podstawie longitudinalnego (min. rocznego) monitorowania dziennej ilości kroków za pomocą opasek rejestrujących aktywność ruchową (ang. smartband). W trakcie monitorowanego okresu uczestników badań zachęcano również do wykonywania regularnych pomiarów masy ciała. Diagnozowanie konsekwencji stylu życia na funkcjonowanie narządu ruchu wzbogacono o zestaw badań doświadczalnych, który był wykonywany dwukrotnie: P01 - przed rozpoczęciem longitudinalnych pomiarów aktywności u wszystkich zrekrutowanych osób (czerwiec-lipiec 2021), P02 - po roku od rozpoczęcia monitorowania aktywności (czerwiec-lipiec 2022). Badania doświadczalne przeprowadzono w Laboratorium Analizy Ruchu, Wydziału Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej w Zabrzu oraz w Centrum Badania i Wdrażania Strategii Wspierających Zdrowe Starzenie (RIDage) w Katowicach.

Badania doświadczalne zostały przeprowadzone na podstawie zgody komisji bioetycznej wydanej przez Akademię Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach (uchwała nr 1/2020).

Szczegółowa metodyka każdego pomiaru została przedstawiona w kolejnych rozdziałach pracy.

### **3.1 Charakterystyka grupy badanych osób**

W okresie luty - czerwiec 2021 przeprowadzono rekrutację osób badanych poprzez rozpowszechnianie informacji (prezentacje, spotkania informacyjne) o badaniach wśród osób pełnoletnich (m.in. studentów, doktorantów, osób pracujących). Kryteriami włączenia do badań były:

- osoba zdrowa,
- mężczyzna,
- kobieta,
- w wieku powyżej 18 r.ż.,
- osoby aktywne i nieaktywne ruchowo,
- pisemna zgoda na udział w badaniach.

Natomiast jako kryteria wyłączenia z badań uznano:

- widoczne wady postawy ciała,
- przebyte zabiegi chirurgiczne w okolicy kompleksu lędźwiowo-miedniczo-biodrowego oraz kończyn dolnych,
- ciąża.

Ostatecznie do udziału w longituidalnych badaniach monitorowania aktywności fizycznej zrekrutowano 60 osób (34 kobiety, 26 mężczyzn, w wieku  $30,9 \pm 11,8$  lat), z czego 44 osoby wyraziły również zgodę na udział w badaniach biomechanicznych (P01, P02). Ze względu na skalę prowadzonych badań część uczestników nie wzięła udziału w niektórych badaniach doświadczalnych w drugiej turze pomiarów (P02). W związku z tym dalszym analizom poddano wyłącznie pomiary, w których osoby badane uczestniczyły zarówno w I, jak i II turze badań. Szczegółową charakterystykę badanej grupy uwzględniającą poszczególne rodzaje pomiarów przedstawiono na Rys. 3.1.

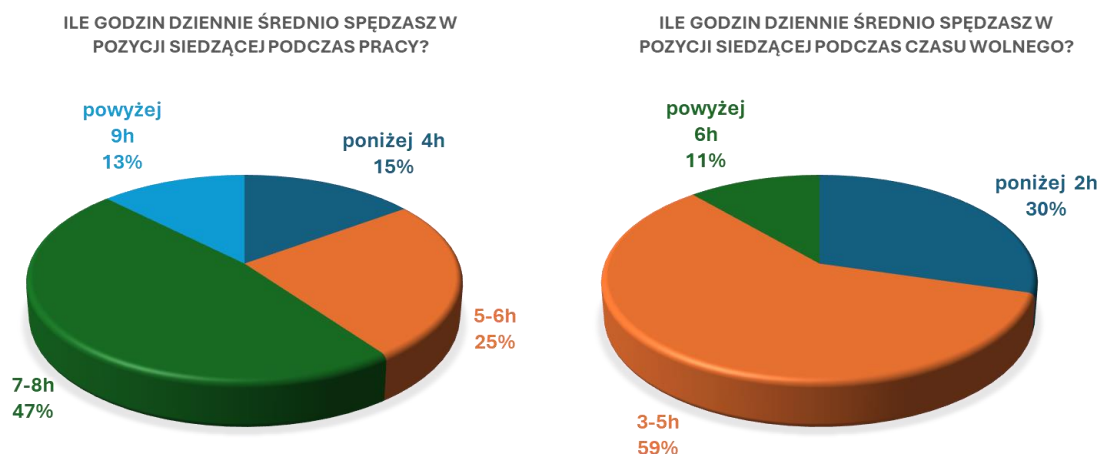
**BADANIA DOŚWIADCZALNE**  
**- CHARAKTERYSTYKA GRUPY OSÓB BADANYCH**



Rys. 3.1 Schemat przedstawiający charakterystykę grupy osób badanych w ramach prowadzonych badań doświadczalnych.

Informacje dotyczące statusu społecznego osób badanych, ich dodatkowej aktywności fizycznej, przyzwyczajeniach żywieniowych, a także stylu życia, sposobu spędzania wolnego czasu, oraz ilości i okoliczności spędzania czasu w pozycji siedzącej zostały zgromadzone na podstawie przeprowadzonych ankiet, których pytania oraz wyniki przedstawiono poniżej.

Ponad 80% osób badanych wykonywało pracę umysłową, 6,8% pracę fizyczną, 11,4% nie pracowało. Ankietowani w pozycji siedzącej dziennie spędzali podczas pracy:  $6h\ 47min \pm 2h\ 12min$ , natomiast podczas czasu wolnego średnio  $3h\ 30min \pm 1h\ 54min$  (Rys. 3.2). Jako najczęstszą aktywność wykonywaną w czasie wolnym wskazywano: oglądanie seriali, filmów (25%) oraz spacerowanie (22%) (Rys. 3.3).

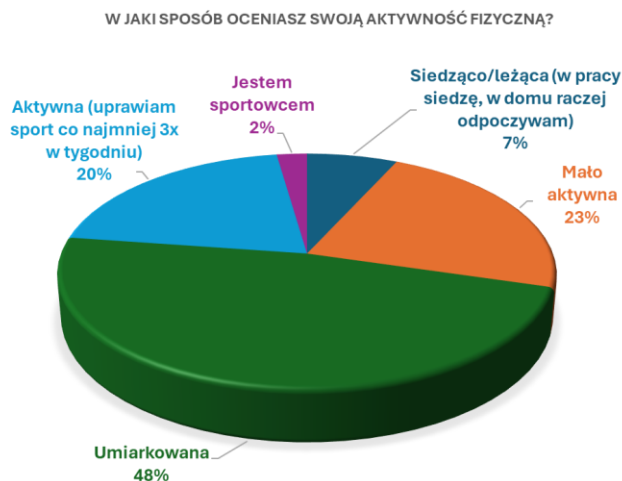


Rys. 3.2 Wyniki ankiety dotyczącej czasu spędzanego w pozycji siedzącej.



Rys. 3.3 Wyniki ankiety dotyczącej sposobu spędzania wolnego czasu.

Na podstawie subiektywnych odczuć, niemal 50% ankietowanych uznało swoją aktywność fizyczną za umiarkowaną (Rys. 3.4). Zaledwie 22,7% uczestników określiło swoją aktywność jako wysoką. Badania ankietowe wykazały, że aktywność fizyczna nie jest podejmowana w trakcie dojazdu na uczelnię, do pracy, sklepu itp. 63% ankietowanych przemieszcza się samochodem, 16% komunikacją miejską, 2% rowerem/hulajnogą elektryczną, a tylko 19% pieszo, żadna z osób nie dojeżdża tradycyjnym rowerem (Rys. 3.5).

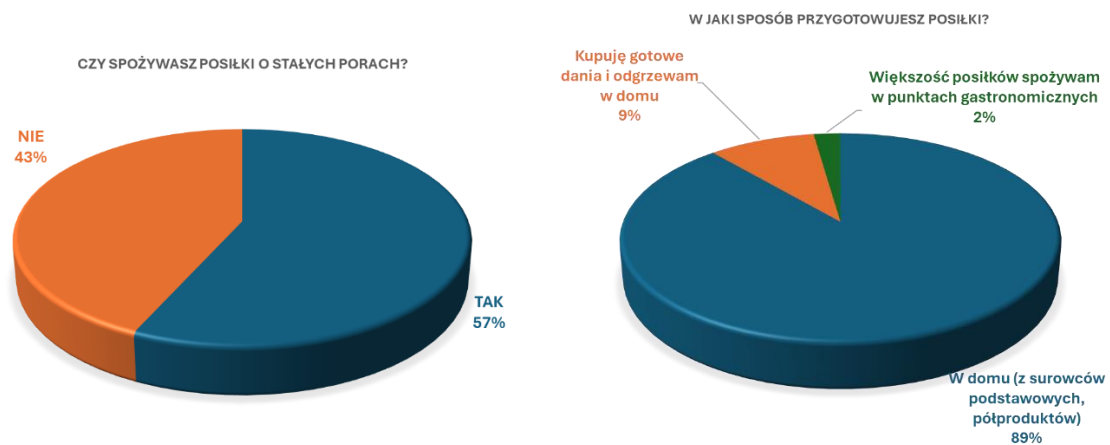


Rys. 3.4 Wyniki ankiety dotyczącej subiektywnej oceny poziomu aktywności fizycznej.



Rys. 3.5 Wyniki ankiety dotyczącej sposobu przemieszczania się.

W ankiecie uwzględniono również aspekt przyzwyczajęń żywieniowych oraz prowadzonej diety. Wyniki wykazały, że 81,8% ankietowanych stosowało dietę mięsożerną, 15,9% przestrzegało diety wegetariańskiej, 2,3% stosowało dietę o niskim indeksie glikemicznym (IG<50), dedykowaną osobom z cukrzycą. Ponad połowa osób (56,8%) spożywa posiłki o stałych porach, które zazwyczaj są przygotowywane w domu, z surowców podstawowych, półproduktów. Tylko 11,4% ankietowanych kupuje gotowe dania i odgrzewa w domu lub spożywa posiłki w punktach gastronomicznych (Rys. 3.6). Żaden z uczestników nie wprowadził zmian w swoim sposobie żywienia w trakcie okresu pomiarowego.



Rys. 3.6 Wyniki ankiety dotyczącej przyzwyczajeń żywieniowych.

Na podstawie przeprowadzonych wywiadów i ankiet uznano, że badana grupa osób została odpowiednio dobrana i stanowi odzwierciedlenie przeciętnej populacji osób dorosłych.

### **3.1.1 Analizy statystyczne**

Uzyskane wyniki z badań doświadczalnych poddano analizie statystycznej. Wszystkie analizowane parametry opisano za pomocą wartości średniej (oznaczenie: Śr), odchylenia standardowego (oznaczenie: Odch. st.), wartości minimalnej i maksymalnej (oznaczenia: Min, Max) oraz mediany (oznaczenie: Mdn). Normalność rozkładu każdego parametru została zweryfikowana za pomocą testu Shapiro-Wilka, poziom istotności statystycznej  $p$  ustalono na  $p < 0,05$ .

Do porównania różnic analizowanych parametrów z badań doświadczalnych uzyskanych dla grupy osób prowadzących sedentarny tryb życia i grupie aktywnej osób aktywnych w zależności od normalności rozkładu analizowanych zmiennych przeprowadzono odpowiednio test T-studenta lub test U Manna-Whitneya dla prób niezależnych. Natomiast dodatkowo w celu określenia wpływu czasu na zmianę tych parametrów w grupie prowadzącej sedentarny tryb życia i grupie osób aktywnych w zależności od normalności rozkładu zmiennych przeprowadzono test T-studenta lub test Wilcoxon dla prób zależnych.

Analizy statystyczne przeprowadzono w oprogramowaniu Statistica 12 firmy StatSoft.

### **3.2 Longitudinalne badania aktywności fizycznej**

Chodzenie jest najprostszą, ale także bezkosztową i łatwo dostępną formą aktywności fizycznej o umiarkowanej intensywności [306]. Nie stwarza ryzyka występowania kontuzji, jak w przypadku innych aktywności [214]. Nie wymaga również zaopatrzenia się w specjalny sprzęt ani posiadania specjalnych predyspozycji (możliwości fizycznych). Chodzenie jest dostępne dla wszystkich bez względu na płeć czy miejsce zamieszkania, co czyni je niezwykle popularnym sposobem na zwiększenie aktywności fizycznej.

Podstawową jednostką lokomocji są kroki, których pomiar uważa się za obiektywny, intuicyjny, łatwomierzalny oraz dokładny [262]. Liczenie kroków zostało zapoczątkowane jako metoda szacowania odległości i stanowiło logiczne rozszerzenie innych metod pomiaru opartych na ludzkim ciele, w tym np. cala (tj. szerokości kciuka) czy stopy (tj. długości stopy). Słowo mila pochodzi od łacińskiego słowa „mille passus” oznaczającego 1000 kroków. Jednak w rzeczywistości mila rzymska wynosiła równowartość dzisiejszych 1478,5m, czyli 100 kroków podwójnych dorosłego człowieka [22]. Jednak od połowy XX wieku zaczęto interesować się możliwością wykorzystania liczenia kroków do oceny aktywności fizycznej. W 1960 r. na japońskim rynku pojawił się krokomierz zwany mampo-kei (co oznacza „licznik 10 000 kroków”) firmy Yamasa, który po Igrzyskach w Tokio zaczął promować hasło 10 tysięcy kroków dziennie. Uważano wówczas, iż jest to ilość aktywności wystarczająca do obniżenia ryzyka występowania choroby wieńcowej serca. W kolejnych latach obserwowano dynamiczny rozwój technologii związanej z mierzaniem kroków, wprowadzono mechanizmy zapobiegające podwójnemu liczeniu, elektroniczny licznik zdarzeń czy cyfrowy wyświetlacz. I tak od 1996r. liczenie kroków za pomocą krokomierzy stało się akceptowalną metodą oceny aktywności fizycznej oraz sposobem do analizowania związków między aktywnością fizyczną a zdrowiem [23].

W ostatnich latach zaobserwowano wzrost popularności monitorów aktywności. Na rynku pojawiły się krokomierze mechaniczne opierające się na działaniu wahadła na sprężynie (ang. spring-levered) oraz krokomierze oparte na bardziej zaawansowanym rozwiązaniu, czyli akcelerometru. Pierwszy rodzaj pedometru (sprężynowy) wykorzystuje zawieszoną na sprężynie ramię dźwigni, która w odpowiedzi na ruch podczas chodzenia (przyspieszenie pionowe) porusza się w górę i dół. Ruch sprężyny powoduje otwieranie i zamykanie prostego obwodu mechanicznego, co z kolei pozwala na zwiększenie licznika kroków o jedną pozycję. Pedometry sprężynowe są stosunkowo prostymi urządzeniami, które dobrze spisują się przy stałych rytmicznych ruchach, tj. chód. Krokomierze te najczęściej



umieszczane są na pasie. Jednak należy pamiętać, iż w celu prawidłowego funkcjonowania pedometry te muszą być umieszczone w pionie. Ograniczeniem jest więc chęć wykorzystania ich w trakcie bardziej złożonych ruchów lub działania w zmiennych warunkach. Głównymi źródłami błędów dla tej klasy urządzeń są również niskie prędkości chodu oraz otyłość. Badania wykazały, iż przy prędkości chodu 2,0 mph (54 m/min) może dojść do zarejestrowania tylko 75% kroków, natomiast przy prędkości 1,0 mph kroki nie są praktycznie w ogóle detekowane [23]. Zmniejszona dokładność rejestracji ilości kroków zaobserwowano również u osób otyłych, co wg Croutera i in. [61] najprawdopodobniej wynika z odchylenia licznika od osi pionowej jednocześnie zmniejszając czułość urządzenia.

Wraz z postępem technologii oraz związaną z nią miniaturyzacją sprzętu krokomierze sprężynowe zostały w dużej mierze zastąpione bardziej zaawansowanymi urządzeniami, tj. krokomierze wykorzystujące akcelerometry. Akcelerometr jest czujnikiem, który mierzy przyspieszenie liniowe obiektu w trzech płaszczyznach: pionowej, poziomej oraz bocznej. W kontekście monitorowania aktywności fizycznej jego działanie opiera się na wykrywaniu zmian w przyspieszeniu, co pozwala na dokładne określenie ruchów, tj. kroki. Gdy ciało porusza się (np. podczas chodzenia czy biegania) przyspieszenie powoduje przemieszczenie się masy wewnątrz akcelerometru, co powoduje zmiany w polu elektrycznym lub pojemności między czujnikami. Następnie zmiany te są przekształcane na sygnał elektryczny, który jest proporcjonalny do przyspieszenia działającego na masę. Za pomocą odpowiednich algorytmów sygnał poddawany jest analizie. Algorytmy pozwalają na rozróżnienie form aktywności (np. chodzenie, bieganie, stanie), a także wyznaczenie ilości kroków, ilości przebytego dystansu czy ocenę intensywności i czasu trwania wysiłku. Akcelerometry obecnie stały się podstawowym wyposażeniem nowoczesnych monitorów aktywności, tj. smartbandów, smartwatchów a przede wszystkim telefonów komórkowych. Krokomierze oparte na akcelerometrach są generalnie dokładniejsze niż krokomierze sprężynowe, na ich dokładność nie mają również wpływu otyłość oraz kąt nachylenia [61, 82]. Na rynku oferowane są krokomierze, które można umieścić na nadgarstku, udzie, stawie skokowym, stopie oraz w kieszeni. Jednak największą popularnością charakteryzują się krokomierze zakładane na nadgarstki (smartbandy, smartwatche). Pomimo, iż na pierwszy rzut oka może wydawać się mało logiczne umieszczenie urządzenia liczącego kroki na kończynie górnej, to jednak badania doświadczalne pokazują, iż dokładność urządzeń nadgarstkowych jest wysoka [48, 253]. Należy jednak pamiętać, że krokomierze nadgarstkowe nie liczą kroków, gdy nadgarstek jest nieruchomy, np. podczas trzymania się poręczy na bieżni czy pchania wózka [48]. Część krokomierzy może również zwiększać licznik podczas ruchów niezwiązanych z chodem, np. gestów podczas rozmów,

machania kończyną górną czy mycia zębów. Jednak ciągły popyt społeczeństwa na zakup coraz to dokładniejszych monitorów aktywności wymusza od producentów rozwój algorytmów, które zapewnią prawidłową detekcję kroków.

Od połowy lat 90-tych liczniki kroków zaczęły odgrywać istotną rolę w interwencjach mających na celu zwiększenie aktywności fizycznej populacji [23]. Jednak ze względu na nieodłączną zmienność ludzkich zachowań ustalenie zależności przyczynowo-skutkowych w kontekście dziennej ilości kroków oraz skutków zdrowotnych wymaga czasu. W związku z czym wydają się uzasadnione prowadzenie longitudinalnych badań aktywności fizycznej. Obecnie obserwuje się wzrost zainteresowania wykorzystania monitorów aktywności fizycznej w pracach naukowych, o czym świadczy np. przeprowadzony przez Chaudhry i in. [47] przegląd literatury, w którym zidentyfikowano 12 491 artykułów opublikowanych w latach 2000-2020 obejmujących tematykę wpływu interwencji monitorowania ilości kroków na poziom aktywności fizycznej. Pozytywny efekt korzystania z monitorów aktywności fizycznej wykazano m.in. w metaanalizie przeprowadzonej przez Feter i in. [85] czy pracy Bravata i in. [37]. Stosowanie monitorów aktywności może spowodować wzrost dziennej liczby kroków w zakresie od 800, 2000 [47] do nawet 2500 kroków/dzień [37]. Fukuoka i in. [87] uważają, że za 20% wzrostem dziennej liczby kroków odpowiadają komunikaty motywacyjne pojawiające w aplikacjach czy na ekranach monitorów aktywności. Pratt i in. [215] zasugerowali, że interwencje oparte na wykorzystaniu nowych technologii mają podobne efekty w porównaniu do standardowych interwencji zachęcających do podejmowania aktywności fizycznej. Ponadto sugerowana interwencja ma niższe koszty, co oznacza większą łatwość realizacji, zwłaszcza w krajach o niskich i średnich dochodach. Jednak autorzy artykułu [205] podkreślają, że skuteczność urządzeń w promowaniu aktywności fizycznej zależy od wielu czynników i wymaga wieloetapowego podejścia. Kluczowe znaczenie ma nie tylko sama technologia, ale także motywacja użytkownika, obejmująca decyzję o zakupie, a także konsekwencję w regularnym ładowaniu i noszeniu urządzenia.

Monitory aktywności niezaprzeczalnie są przydatnym narzędziem pozwalającym na nadzór poziomu aktywności populacji na całym świecie. Jednak przyszłe wyzwania powinny obejmować standaryzację protokołów badawczych, ustanowienie dopuszczalnej dokładności pomiarowej, a także podjęcia decyzji o najlepszym umiejscowieniu czujników. Wprowadzenie takich standardów pozwoliłoby na harmonizację między badaniami z wykorzystaniem różnych urządzeń monitorujących aktywność, a przede wszystkim na możliwość określenia zależności przyczynowo-skutkowych.

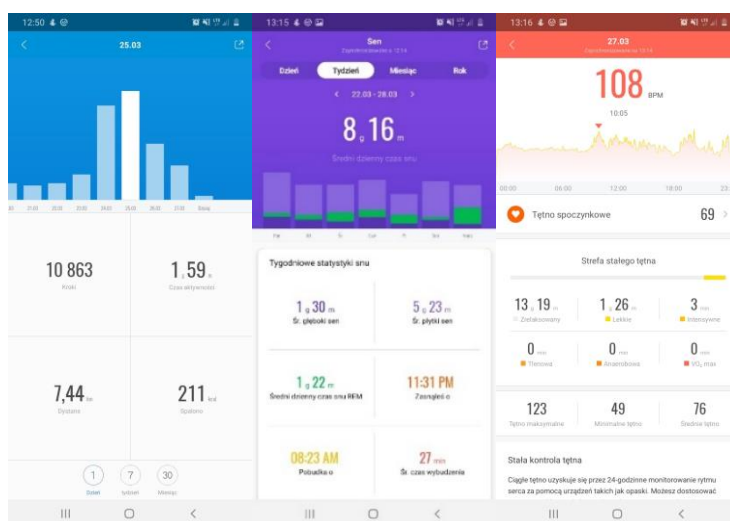
Celem pierwszego etapu pracy było przeprowadzenie longitudinalnych pomiarów dziennej ilości kroków za pomocą monitorów aktywności, typu smartband, określenie poziomu aktywności wśród społeczności województwa śląskiego, oraz ocena wpływu wybranych czynników, tj. płeć, wiek, pora roku na aktywność fizyczną.

### 3.2.1 Metodyka badań doświadczalnych

W celu obiektywnego określenia stylu życia badanych osób przeprowadzono longitudinalne pomiary aktywności fizycznej. W lutym 2021r. rozpoczęto rekrutację uczestników badań, a w czerwcu 2021 rozpoczęto monitorowanie aktywności 60 osób (34 kobiet, 26 mężczyzn) o średniej wieku  $30.9 \pm 11.8$  lat (38 osób w wieku 20-29 lat, 12 osób w wieku 30-39 lat, 10 osób pow. 40 r.ż.). Uczestnicy badania zostali wyposażeni w monitory aktywności, tj. opaski Xiaomi Mi Band 5 (Rys. 3.7) pozwalające na zbieranie danych dot. dziennej ilości kroków, ilości spalonych kalorii, informacji o czasie trwania dodatkowych aktywności ruchowych, danych dot. jakości snu, a także informacji o minimalnym, maksymalnym oraz średnim tętnie. Opaski monitorujące aktywność (ang. smartband) zostały sparowane z telefonami komórkowymi za pomocą technologii Bluetooth. Każdej osobie badanej założono zanonimizowane indywidualne konto w aplikacji Mi Fit (Rys. 3.8), co pozwoliło na zdalne comiesięczne pobieranie danych gromadzonych w aplikacji. Następnie dane były importowane do jednej bazy danych utworzonej na potrzeby pracy. Za minimalny okres monitorowania aktywności fizycznej badanych osób przyjęto jeden rok.



Rys. 3.7 Opaska monitorująca aktywność fizyczną - smartband.



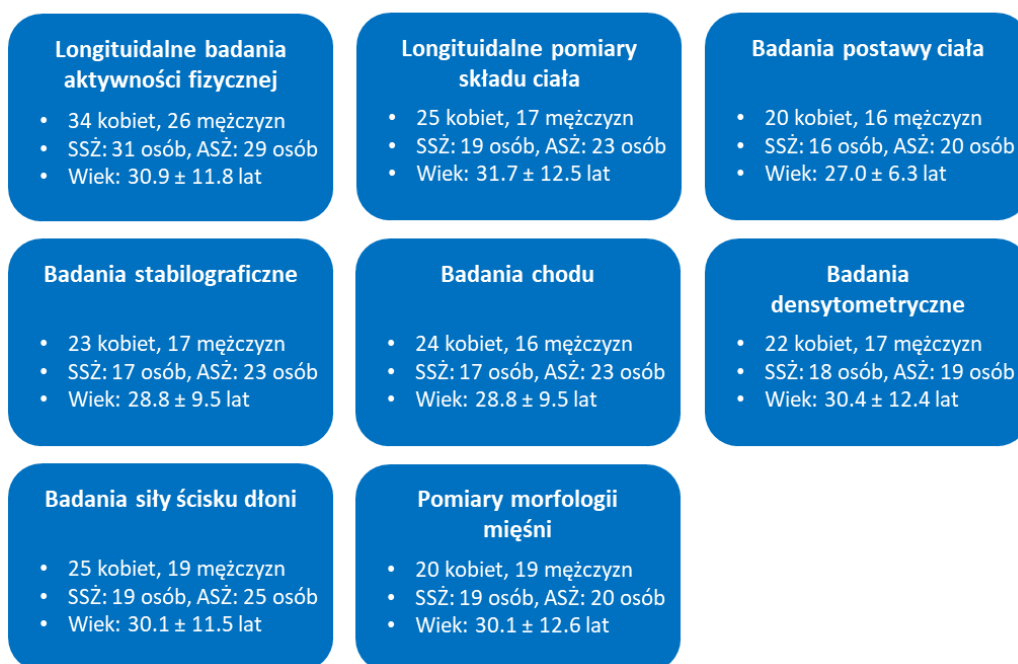
Rys. 3.8 Aplikacja Mi Fit pozwalająca na zbieranie danych ze smartbandów.

Styl życia badanych osób określono na podstawie dziennej ilości kroków zarejestrowanej za pomocą smartbandów. Zgodnie z kryteriami przedstawionymi przez Tudor-Locke [267], wartość graniczną dla sedentarnego trybu życia ustalono na poziomie 5000 kroków dziennie. Dodatkowo w przypadku każdej osoby sprawdzono, czy w danym dniu osiągnęła tę wartość. Następnie na tej podstawie wyznaczono procentowy poziom aktywności fizycznej (ozn.  $A_{\dot{S}R}$ ), definiowany jako procent dni w okresie korzystania z monitorów aktywności, w którym odnotowano dobową liczbę kroków  $>5000$ . Dni, w których ilość kroków była niewielka weryfikowano z pomiarami tętna, w celu upewnienia się, czy w danym dniu faktycznie korzystano z opasek monitorujących aktywność. Jeśli nie, pomiary z takiego dnia zostały wykluczone z analiz. Jako wartość graniczną parametru  $A_{\dot{S}R}$  ustalono 60%. Zgodnie z tymi kryteriami całą grupę osób badanych podzielono na:

- osoby prowadzące sedentarny styl życia (ozn. SSŻ) –  $A_{\dot{S}R} < 60\%$ ,
- osoby nieprowadzące sedentarnego stylu życia – prowadzące mało aktywny lub aktywny styl życia (ozn. ASŻ) –  $A_{\dot{S}R} \geq 60\%$ .

Charakterystykę grupy osób badanych z uwzględnieniem wspomnianego podziału przedstawiono na Rys. 3.9. W longitudinalnych badaniach aktywności fizycznej 31 osób prowadziło sedentarny styl życia, 29 osób styl mało aktywny lub aktywny.

### BADANIA DOŚWIADCZALNE - CHARAKTERYSTYKA GRUPY OSÓB BADANYCH

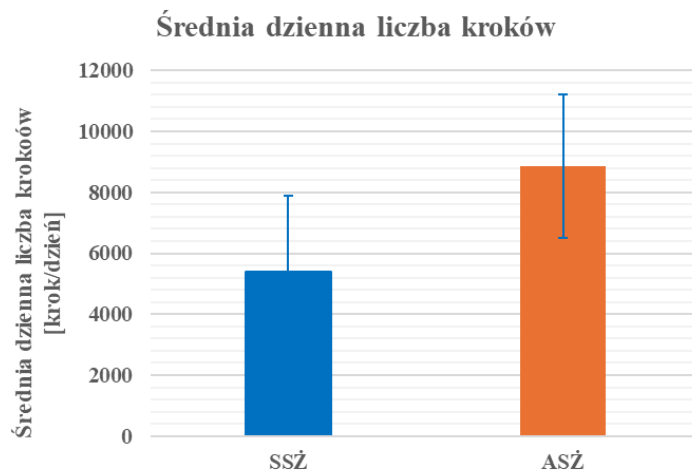


Rys. 3.9 Charakterystyka osób uczestniczących w badaniach z uwzględnieniem podziału według prowadzonego stylu życia.

### 3.2.2 Wyniki i dyskusja

W niniejszym rozdziale przedstawiono wyniki longitudinalnych pomiarów aktywności fizycznej wyrażonej za pomocą dziennej ilości kroków, a także podjęto próbę określenia czynników wpływających na jej poziom.

Na Rys. 3.10 przedstawiono średnią dzienną liczbę kroków w grupie osób prowadzących sedentarny styl życia oraz w grupie aktywnej. W grupie SSŻ średnia dzienna liczba kroków wynosiła: 5404±1072 kroków/dzień, natomiast w grupie ASŻ: 8849±2355 kroków/dzień. Pomimo osiągnięcia przez grupę SSŻ średniej powyżej 5000 kroków dziennie, czyli granicy wskazującej na sedentarny tryb życia, ich poziom aktywności fizycznej ( $A_{\acute{S}R}$ ) wyniósł jedynie 44%±12%. Oznacza to, że średnio tylko przez 44% analizowanych dni osoby z grupy SSŻ osiągnęły pułap 5000 kroków dziennie. Poziom aktywności fizycznej poniżej 60% sugeruje, że osoby te codziennie większość czasu spędzały w pozycji siedzącej, a ich zaangażowanie w podejmowanie aktywności fizycznej było niewielkie. Przeprowadzone testy statystyczne (Tabela 3.1) wykazały, iż średnia dzienna liczba kroków oraz poziom aktywności fizycznej  $A_{\acute{S}R}$  różni się istotnie pomiędzy grupami ( $p < 0,05$ ), co świadczy o poprawnym podziale grupy ze względu na prowadzony styl życia.



Rys. 3.10 Średnia dzienna liczba kroków zarejestrowana w grupie SSŻ oraz ASŻ.

Tabela 3.1 Statystyki opisowe parametrów: średnia dzienna liczba kroków oraz poziom aktywności fizycznej z uwzględnieniem podziału osób według prowadzonego stylu życia. Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Parametr	SSŻ							ASŻ							Test UMW	
	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	p	
Średnia dzienna liczba kroków [krok/dzień]	31	5404	1072	3273	7350	5627	0.66	29	8849	2355	6350	15884	8320	0.00	0.00*	
Poziom aktywności fizycznej ( $A_{\acute{S}R}$ ) [%]	31	44	12	20	59	47	0.01	29	79	12	62	100	76	0.06	0.00*	

Poziom aktywności fizycznej może być determinowany różnymi czynnikami, które decydują o częstotliwości i intensywności podejmowanej aktywności. W niniejszej pracy analizie poddano wpływ wybranych czynników takich jak: pora roku, dzień tygodnia, płeć a także wiek na poziom aktywności fizycznej.

Na Rys. 3.11 przedstawiono zmianę aktywności fizycznej badanej grupy osób zarejestrowaną w okresie luty 2021-grudzień 2022. W sumie analizie poddano 37 985 dni. Dla każdego miesiąca wyznaczono średnią dzienną wartość liczby kroków wraz z odchyleniem standardowym dla wszystkich dni, w których dokonano pomiarów aktywności. Dodatkowo czerwoną linią zaznaczono sugerowaną w literaturze [267] granicę określającą osoby aktywne fizycznie – 8 000 kroków/dzień.



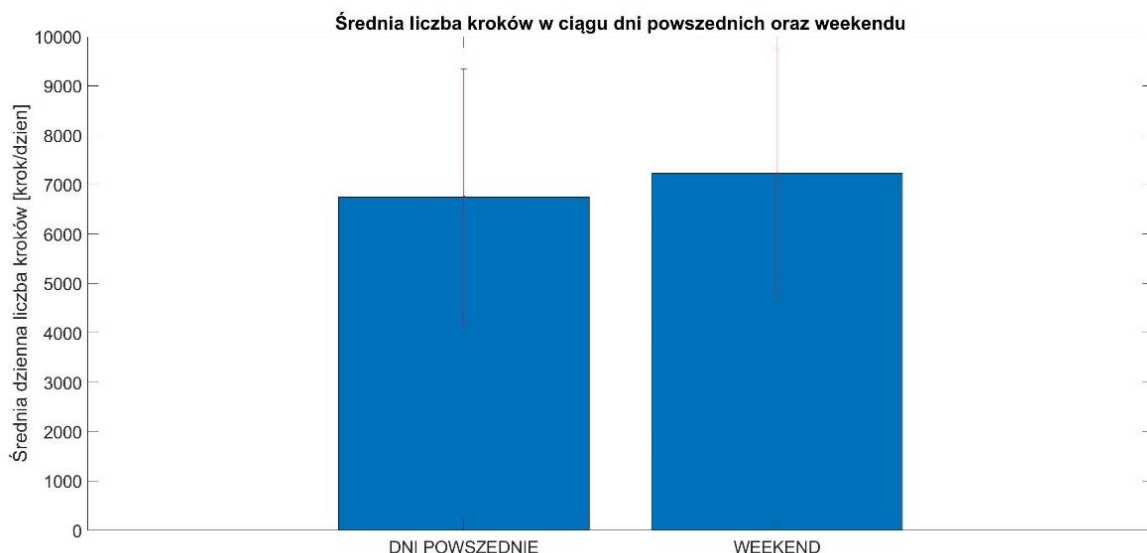
Rys. 3.11 Miesięczna średnia liczba kroków zarejestrowana w okresie luty 2021 – grudzień 2022.

Na podstawie zarejestrowanych danych można zauważyć wpływ pór roku na zmianę aktywności fizycznej. Najwyższą średnią liczbę kroków zaobserwowano w miesiącach czerwiec-lipiec, czyli w miesiącach letnich, kiedy pogoda sprzyja spacerom i podejmowaniu aktywności fizycznej. Natomiast najmniejszą aktywność odnotowano w miesiącach styczeń-luty, gdzie średnia liczba kroków nie przekroczyła wartości 6000 kroków/dzień. W analizowanym okresie tylko w przypadku 5 miesięcy średnia liczba kroków przekroczyła zalecaną wartość 8000 kroków/dzień, co wskazuje na niski poziom aktywności analizowanej grupy wg skali przedstawionej przez Tudor-Locke [267]. Dane literaturowe potwierdzają, że poziom aktywności może zależeć od pogody [89], ale co ciekawe również od położenia geograficznego. Prowadzone badania obserwacyjne i populacyjne wskazują, iż poziom aktywności może różnić się w poszczególnych krajach [6, 292]. Według danych

przedstawionych przez Atlhoff i in. [6] jednym z najbardziej aktywnych państw na świecie jest Hong Kong SAR China, gdzie średnia dzienna liczba kroków wynosi 6880 kroków/dzień. Tuż za nimi znajdują się Chiny ze średnią liczbą kroków równą 6189 kroków/dzień. Natomiast Polska plasuje się na 21 miejscu z wynikiem 5249 kroków/dzień wyprzedzając europejskie kraje takie jak: Węgry, Włochy, Portugalię czy Belgię. Natomiast średnia dzienna liczba kroków analizowanej grupy wyniosła 7360 króków/dzień, co w zestawieniu z danymi literaturowymi wskazuje na większą aktywność w porównaniu do przeciętnego Polaka. Należy jednak zaznaczyć, że w niniejszej pracy uwzględniono dane zarejestrowane przez 60 osób zamieszkujących województwo śląskie, podczas gdy w literaturze przeanalizowano dane pochodzące od 2128 osób z Polski.

Wśród potencjalnych czynników wpływających na dzienny poziom aktywności fizycznej wskazuje się również dzień tygodnia. Codziennie obowiązki, tj. praca czy uczelnia, oraz czas wolny mogą różnić się w zależności od dni, co może prowadzić do zmian w poziomie podejmowanej aktywności. W literaturze kilkakrotnie podejmowano próbę zbadania różnic w aktywności fizycznej pomiędzy dniami powszednimi a weekendami [14, 79, 242, 248, 259]. W badaniach przeprowadzonych przez Schrempf i in. [242] wśród osób w wieku 50-81 lat wykazano większą aktywność w dni powszednie. Evenson i in. [79] bazując na danych z National Health and Nutrition Examination Survey z 2003-2006 roku wykazali, że tylko 3,2% uczestników badań w wieku powyżej 18 lat podążało za wzorcem „weekend warrior” charakteryzującym się zwiększoną aktywnością w weekendy i znacznie mniejszą aktywnością w dni powszednie. Jednak różnic w liczbie kroków między dniami powszednimi a dniami weekendowymi nie stwierdzono w grupie angielskich pracowników biurowych [248]. W literaturze zwraca się również uwagę, iż na poziom aktywności w ciągu tygodnia może wpływać sposób poruszania się do pracy. Audrey i in. [14] wykazali, że aktywność fizyczna w dni powszednie była o 45% wyższa u osób chodzących do pracy pieszo w porównaniu do tych podróżujących samochodem. Natomiast nie zaobserwowano różnic w weekendowej aktywności fizycznej. W badaniach To i in. [259] dorośli i dzieci byli bardziej aktywni w dni powszednie niż w weekendy, a poziom różnic w aktywności fizycznej między dniami powszednimi i weekendowymi wśród dorosłych był większy w przypadku mężczyzn – Latynosów oraz osób z niższym poziomem wykształcenia. Średnią dzienną liczbę kroków w powszednie dni tygodnia i weekendy uzyskane w ramach prowadzonych longitudinalnych badań aktywności przedstawiono na Rys. 3.12 oraz w Tabeli 3.2. W przypadku analizowanej grupy większą średnią dzienną liczbę kroków zanotowano w trakcie weekendu ( $7230 \pm 2521$  kroków/dzień), w dni powszednie średnia wyniosła  $6749 \pm 2592$  kroków/dzień. Wśród 85%

badanych osób zaobserwowano, że w weekendy ilość dziennych kroków wzrastała średnio o  $700 \pm 586$  kroków w porównaniu do dni powszednich. Największa różnica w średniej dziennej liczbie kroków pomiędzy dniami powszednimi a weekendami wyniosła aż 3084 kroków/dzień, natomiast najmniejsza tylko 53 kroków/dzień.



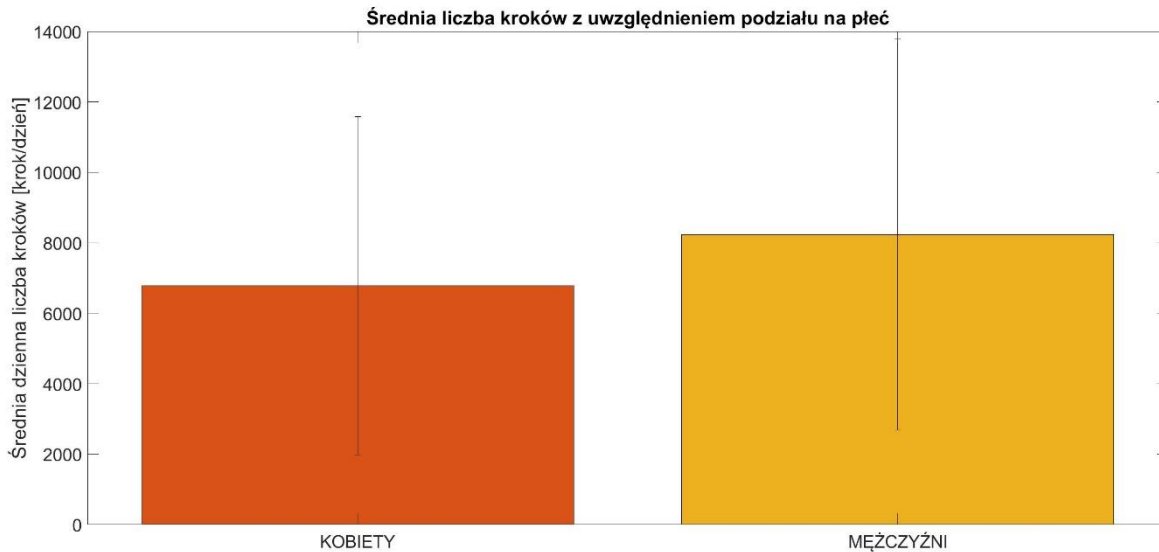
Rys. 3.12 Średnia dzienna liczba kroków w dni powszednie oraz weekendy.

Tabela 3.2 Statystyki opisowe średniej dziennej liczby kroków zarejestrowanej w trakcie dni powszednich oraz weekendów. Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Parametr	Dni powszednie						Weekend						Test Wilcoxon	
	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	p	
Średnia dzienna liczba kroków [krok/dzień]	6749	2592	3092	15934	6389	0.00	7230	2521	3561	15973	6847	0.00	0.00*	

Kolejnym aspektem wpływającym na poziom aktywności, który poddano analizie, jest płeć (Rys. 3.13 oraz Tabela 3.3). Wg danych literaturowych płeć może mieć wpływ na poziom aktywności, co znajduje odzwierciedlenie zarówno w dziennej ilości kroków [24, 284], jak i w ogólnych wzorcach aktywności [15]. Basset i in. [24] oraz Azevedo i in. [15] wykazali, iż to mężczyźni zazwyczaj wykazują wyższy poziom aktywności fizycznej niż kobiety, co może wynikać z różnic biologicznych, społecznych oraz kulturowych. Niemniej jednak wpływ płci na poziom aktywności fizycznej nie jest jednoznaczny. W badaniach przeprowadzonych przez Wennman i in. [284] wyższą aktywność fizyczną zaobserwowano u kobiet. W niniejszej pracy większą aktywnością fizyczną charakteryzowała się grupa mężczyzn ( $8228 \pm 5552$  kroków/dzień) niż kobiet ( $6778 \pm 4801$  kroków/dzień), jednak różnice te nie były istotne statystycznie ( $p > 0,05$ ).



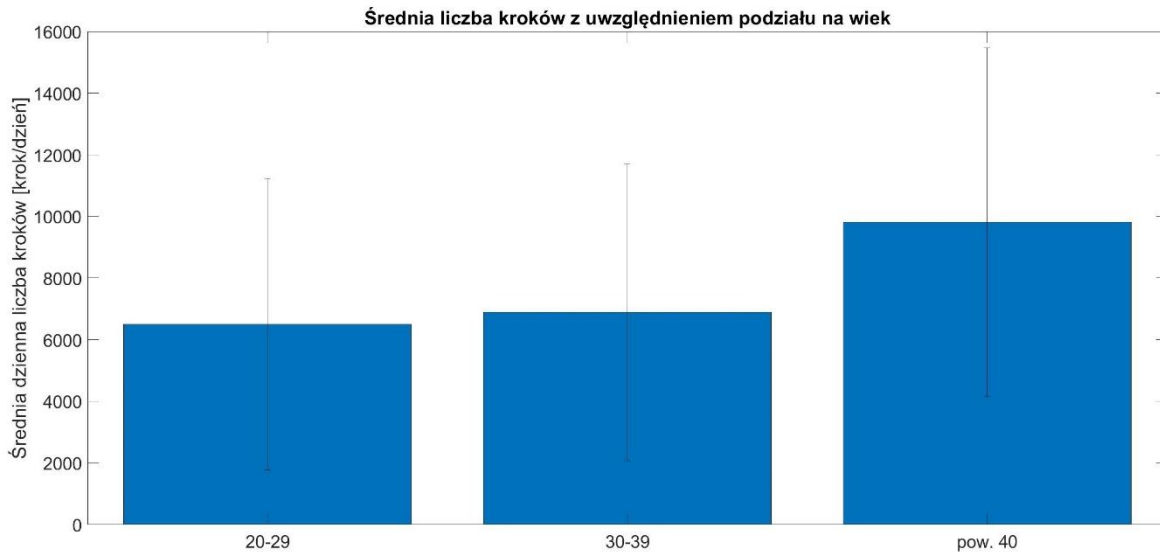


Rys. 3.13 Średnia dzienna liczba kroków z uwzględnieniem podziału na płeć.

Tabela 3.3 1 Statystyki opisowe parametrów: średnia dzienna liczba kroków oraz poziom aktywności fizycznej z uwzględnieniem podziału na płeć. Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Parametry	Kobiety							Mężczyźni							Test t-studenta lub UMW	
	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	p	
Średnia dzienna liczba kroków [krok/dzień]	34	7137	2391	3851	15716	6886	0.00	26	6980	2673	3273	15884	6582	0.01	0.92	
Poziom aktywności fizycznej (A_SR) [%]	34	61	19	26	100	59	0.87	26	61	24	20	99	59	0.34	0.97	

Analizie poddano również wpływ wieku na poziom aktywności fizycznej. Na Rys. 3.14 zamieszczono dane dotyczące aktywności z podziałem na 3 grupy wiekowe: grupa 1 – 20-29 lat, grupa 2 – 30-39 lat, grupa 3 – pow. 40 r.ż. Największą aktywnością wykazała się grupa osób powyżej 40 r.ż, gdzie średnia dzienna liczba kroków wyniosła  $9819 \pm 5647$  kroków/dzień. Najmniejszą aktywność zarejestrowano wśród najmłodszej grupy (20-29 lat), u której średnia dzienna liczba kroków była równa  $6496 \pm 4731$  kroków/dzień. Wg Yasunaga i in. [295] młodsze grupy wiekowe charakteryzują się wyższym poziomem aktywności fizycznej, co przekłada się na większą dzienną liczbę kroków. Natomiast w miarę starzenia się, obserwuje się stopniowy spadek tej liczby, co może być związane ze zmianą sytuacji życiowej osób starszych (śmierć współmałżonka, zmniejszenie wydolności fizycznej, pogorszenie stanu zdrowia, czy ograniczenia w mobilności). Jednak w badaniach przedstawionych przez Basset i in. [24] grupa wiekowa 40-49 wykazała się większą aktywnością niż grupa wiekowa 30-39, co sugeruje, że sam wiek nie jest ograniczeniem do podejmowania aktywności fizycznej.

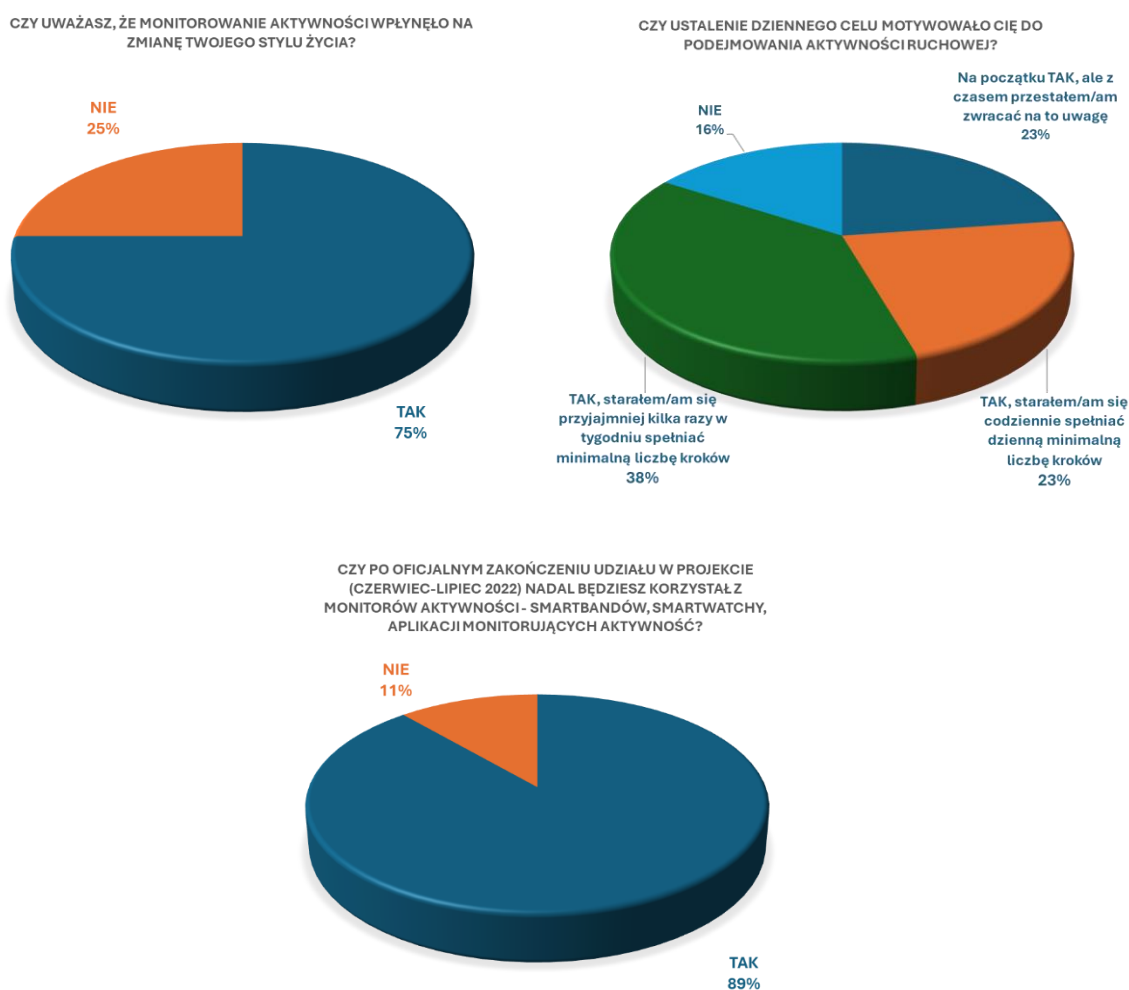


Rys. 3.14 Średnia dzienna liczba kroków z uwzględnieniem podziału na 3 grupy wiekowe: 20-29, 30-39, pow. 40r.ż.

Przeprowadzony przegląd literatury oraz badania doświadczalne pokazały, iż poziom aktywności może różnić się w zależności od pory roku, dnia tygodnia, płci czy wieku. Dodatkowo z ankiet przeprowadzonych wśród uczestników badań jako czynniki wpływające na aktywność wymieniano:

- zmianę stylu życia np. spowodowaną zakończeniem edukacji, a co za tym idzie rozpoczęciem pracy zawodowej na pełny etat,
- zmianę rodzaju pracy z fizycznej na umysłową lub odwrotnie,
- zmianę trybu pracy z pracy stacjonarnej na pracę zdalną lub zdalnej na stacjonarną,
- przerwę w życiu zawodowym,
- ilość czasu wolnego,
- ilość obowiązków domowych, związanych z nauką czy pracą,
- sposób spędzania czasu wolnego wynikający z obowiązków (np. pisanie pracy dyplomowej),
- poziom stresu,
- zdrowie fizyczne,
- zdrowie psychiczne (depresja),
- ciąża,
- podjęcie rehabilitacji,
- częste podróżowanie,
- zmiana miejsca zamieszkania.

Pozytywny wpływ stosowania monitorów aktywności fizycznej został wielokrotnie potwierdzony w literaturze naukowej [37, 85]. W niniejszej pracy wpływ monitorowania aktywności został oceniony za pomocą ankiet, w której uczestnicy zostali zapytani o ich doświadczenia i postrzeganą skuteczność monitorów aktywności w kontekście ich nawyków i motywacji do podejmowania aktywności (Rys. 3.15). Przed udziałem w projekcie tylko 34,1% ankietowanych regularnie monitorowało swoją aktywność za pomocą monitorów aktywności tj.: krokomierz, aplikacja w telefonie, smartband czy smartwatch. 75% badanych osób uważa, że monitorowanie aktywności wpłynęło na zmianę ich stylu życia oraz skłoniło ich do większej uwagi na poziom aktywności. 88,4% osób uznało, że ustalenie dziennego celu motywowało ich do podejmowania aktywności ruchowej, 61,3% ankietowanych starało się codziennie lub przynajmniej kilka razy w tygodniu spełniać założoną minimalną liczbę kroków. 88,6% osób badanych zdecydowało, iż pomimo zakończenia longitudinalnych pomiarów prowadzonych w ramach niniejszej pracy, będą nadal korzystać z monitorów aktywności.



Rys. 3.15 Wyniki badań ankietowych dotyczących opinii stosowania monitorów aktywności.

### **3.2.3 Wnioski**

Na podstawie przeprowadzonych badań ankietowych i doświadczalnych oraz informacji dostępnych w literaturze stwierdzono, że:

- poziom aktywności fizycznej może zależeć od wielu czynników, tj.:
  - czynniki indywidualne (tj. wiek, płeć, stan zdrowia fizycznego, motywacja oraz nastawienie do podejmowania aktywności fizycznej),
  - czynniki środowiskowe (tj. pora roku, dzień tygodnia, warunki pogodowe, dostępność infrastruktury, wsparcie ze strony rodziny, znajomych, środowiska),
  - czynniki psychologiczne (tj.: poziom stresu i samopoczucie, percepcja własnego ciała),
  - styl życia i nawyki (tj. charakter pracy, ilość codziennych obowiązków, ilość czasu wolnego oraz nawyki związane z podejmowaniem aktywności w wolnym czasie),
  - świadomość zdrowotna (tj. posiadanie wiedzy dotyczącej korzyści płynących z regularnej aktywności fizycznej),
- korzystanie z monitorów aktywności stanowi cenne narzędzie w walce z sedentarnym stylem życia, pomagając w monitorowaniu aktywności fizycznej, motywowaniu do podejmowania ruchu oraz w wprowadzaniu zmian w codziennych nawykach,
- regularne monitorowanie dziennej ilości kroków może pozytywnie wpływać na zwiększenie poziomu aktywności fizycznej.

### **3.3 Masa ciała a sedentarny styl życia**

Sedentarny styl życia, charakteryzujący się niską aktywnością fizyczną oraz długotrwałym przebywaniem w pozycji siedzącej, jest istotnym czynnikiem wpływającym na zmianę masy ciała oraz zaburzenia metaboliczne. Ograniczenie codziennej aktywności fizycznej skutkuje mniejszym wydatkiem energetycznym, co przy braku odpowiedniej regulacji podaży kalorycznej prowadzi do dodatniego bilansu energetycznego, a tym samym do przyrostu masy ciała.

Badania przekrojowe często wykazują pozytywny związek między sedentarnym stylem życia a masą ciała [74, 244]. Osoby mniej aktywne, które głównie angażują się w aktywności trwające poniżej 10 minut oraz spędzają więcej czasu na zachowaniach sedentarnych, częściej borykają się ze zwiększoną masą ciała, BMI czy otyłością [121]. Campbell i in. [39] w swojej metaanalizie zaobserwowali, że osoby prowadzące siedzący tryb życia miały 1,33-krotnie wyższe ryzyko rozwoju nadwagi niż osoby wykazujące o 8h/dzień mniej zachowań sedentaryjnych. Oszacowano, że w ciągu 5 lat każdy wzrost zachowań sedentaryjnych o 1 godzinę dziennie związany jest ze wzrostem obwodu w talii o 0.02cm. W przeglądzie literaturowym przeprowadzonym przez Komitet Doradczy ds. Wytycznych dot. Aktywności Fizycznej (ang. Physical Activity Guidelines Advisory Committee) zidentyfikowano 40 badań, w których oceniano związek między poziomem aktywności fizycznej a przyrostem masy ciała. Autorzy przedstawili mocne dowody na istnienie związku między większą ilością aktywności fizycznej o umiarkowanej i wysokiej intensywności MVPA a zmniejszonym przyrostem masy ciała u dorosłych. Wyniki te sugerują, że regularne zaangażowanie w MVPA może stanowić skuteczną strategię kontroli masy ciała [120].

Należy jednak zwrócić uwagę na fakt, iż brak aktywności fizycznej lub siedzący tryb życia mogą być konsekwencją, a nie tylko przyczyną wzrostu masy ciała [17, 179, 207]. Z jednej strony osoby z nadwagą czy otyłością mogą odczuwać dyskomfort związany z podejmowaniem aktywności fizycznej, co prowadzi do unikania ruchu oraz preferowania sedentarnego stylu życia. Z drugiej strony, długotrwałe siedzenie związane jest z obniżonym wydatkiem energetycznym, co w konsekwencji może wpływać na wzrost masy ciała. Niemniej jednak, autorzy kilku przeglądów literatury [39, 227, 258] stwierdzili, że dowody na istnienie związku między siedzącym trybem życia a przyrostem masy ciała lub występowaniem ryzyka otyłości są niejednoznaczne. Zależność ta często jest wieloczynnikowa i może zależeć od dodatkowych zmiennych, tj.: nawyki żywieniowe, stres, metabolizm czy predyspozycje genetyczne [162]. Chociaż zachowania sedentarne mogą przyczyniać się do zmniejszenia

wydatku energetycznego, to jednak nie są jednoznacznym czynnikiem prowadzącym do otyłości, a jego wpływ może się różnić w zależności od indywidualnych uwarunkowań.

Jako skuteczną metodę regulacji masy ciała wskazuje się korzystanie z monitorów aktywności. Richardson i in. [229] przeprowadzili metaanalizę badań podejmujących tematykę liczenia kroków bez interwencji dietetycznej, w których jako wynik odnotowano zmianę masy ciała. Czas trwania stosowania krokomierzy wahał się od 4 tygodni do roku, natomiast mediana wyniosła 16 tygodni. W analizowanych pracach średnia zmiana masy ciała względem pomiaru początkowego wyniosła -1,27kg (95% przedział ufności, -1,85 do -0,70 kg). Użytkownicy monitorów aktywności tracili średnio 0,05kg na tydzień. W przytoczonym przeglądzie wykazano, iż dłuższy czas korzystania z krokomierzy wiązał się z większą zmianą masy ciała. Bravata i in. [37] sugerują, że do niewielkiej zmiany masy wymagane jest zwiększenie dziennej ilości kroków o 2500.

Interwencje mające na celu zwiększenie aktywności u osób prowadzących sedentarny styl życia wykazały pozytywny wpływ na zmniejszenie masy ciała i skutki zdrowotne. Wśród uczestników 12-tygodniowego programu mającego na celu wykorzystanie krokomierzy do zwiększenia aktywności w miejscu pracy zaobserwowano wzrost dziennej liczby kroków z wartości  $4244 \pm 899$  do  $9889 \pm 1609$  kroków/dzień, co spowodowało znaczny spadek masy ciała, BMI, ale także tętna spoczynkowego [180]. W badaniach przedstawionych przez Villanova i in. [277] 76% z 200 osób z nadwagą i otyłością biorących udział w 9-miesięcznym programie behawioralnym na początku programu wykonywało <5000 kroków dziennie, natomiast pod koniec programu tylko 16% było poniżej tej wartości. Całkowita utrata masy ciała istotnie korelowała z końcową liczbą kroków dziennie, a także ze wzrostem liczby kroków względem wartości początkowej. W badaniach tych wykazano, iż prawdopodobieństwo utraty od 5 do 10% początkowej masy ciała wzrosło o 20% dla każdego 1000 kroków/dzień (OR, 1,20; 95% CI (przedział ufności), 1,07-1,35). Należy jednak pamiętać, że sama interwencja może przynieść tylko chwilowe efekty i konieczne jest utrzymywanie równowagi energetycznej po utracie masy ciała. W przytoczonych badaniach zalecano wykonywanie przynajmniej 8500 kroków dziennie, aby zapobiec ponownemu przybraniu na masie. Jednak, według niektórych badań, najlepsze wyniki można osiągnąć przy poziomie aktywności przekraczającym 12 000 kroków dziennie [277].

Zwiększenie aktywności fizycznej ma liczne korzyści zdrowotne, zarówno w kontekście kontroli masy ciała, jak i minimalizowania oraz zapobiegania negatywnych konsekwencji zdrowotnych związanych z otyłością. Regularna aktywność fizyczna zwiększa wydatek energetyczny, poprawia metabolizm oraz wspomaga w utrzymywaniu masy ciała po

jej redukcji oraz utrzymaniu beztłuszczowej tkanki mięśniowej podczas utraty masy spowodowanej dietą [254]. Ponadto aktywność fizyczna korzystnie wpływa na zdrowie metaboliczne poprzez poprawę wrażliwości na insulinę i obniżenie ciśnienia tętniczego [254], co zmniejsza ryzyko rozwoju chorób sercowo-naczyniowych [279] i cukrzycy typu 2 [254, 279].

Celem niniejszej części pracy było określenie wpływu poziomu aktywności fizycznej grupy osób badanych na zmianę masy ciała.

### 3.3.1 Metodyka badań doświadczalnych

W ramach pracy przeprowadzono longitudinalne badania masy ciała z wykorzystaniem wagi pomiarowej Mi Body Composition Scale 2 firmy Xiaomi (Rys. 3.16). Część osób badanych została wyposażona w wagi, które tak jak w przypadku opasek monitorujących aktywność sparowano z aplikacją Mi Fit, co pozwoliło na regularne, zdalne pobieranie danych (Rys. 3.17). Urządzenie umożliwiło wykonywanie precyzyjnych pomiarów masy ciała z dokładnością do 50g. Waga wyposażona jest również w czujnik impedancji bioelektrycznej (BIA), co pozwoliło na wyznaczenie parametrów, tj.: procent zawartości tkanki tłuszczowej, poziom wody w organizmie, masę kostną oraz mięśniową, a także poziom tłuszczów trzewnych.



Rys. 3.16 Waga pomiarowa Mi Body Composition Scale 2.



Rys. 3.17 Aplikacja Mi Fit umożliwiająca pobieranie danych z wagi pomiarowej.

Zadaniem osób badanych było wykonywanie regularnych pomiarów masy ciała o tej samej porze dnia. Kryterium włączenia wyników do dalszej analizy stanowiło monitorowanie aktywności ruchowej (m.in. dziennej liczby kroków) oraz pomiarów masy ciała przez okres co

najmniej 6 miesięcy. W związku z czym z badanej grupy wyłoniono 42 osoby (25K, 17M), które spełniły ten warunek. Uwzględniając podział ze względu na styl życia grupa składała się z 19 osób prowadzących sedentarny styl życia oraz 23 osób prowadzących mało aktywny lub aktywny styl życia.

Badaną grupę w drugim podejściu podzielono na 4 grupy zależnie od współczynników kierunkowych (trendu) dla zależności pomiędzy zmianą średniej miesięcznej liczby kroków i zmianą masy. Wyodrębniono 4 grupy w zależności od faktu, na jaką zależność wskazywał trend w całym zarejestrowanym okresie badawczym:

- dAdM – spadek aktywności i spadek masy (10 osób),
- dAuM – spadek aktywności i wzrost masy (16 osób),
- uAdM – wzrost aktywności i spadek masy (10 osób),
- uAuM – wzrost aktywności i wzrost masy (6 osób).

### 3.3.2 Wyniki i dyskusja

W Tabeli 3.4 przedstawiono wyniki z pomiarów przeprowadzonych z wykorzystaniem wagi z uwzględnieniem podziału grupy na prowadzony styl życia (SSŻ oraz ASŻ). Parametry składu masy ciała, tj.: masa ciała, BMI, procentowa zawartość tkanki tłuszczowej, zawartość wody, masa kostna oraz mięśniowa, metabolizm, poziom tłuszczu trzewnego, nie różnią się istotnie statystycznie ( $p > 0,05$ ) pomiędzy grupami prowadzącymi różny poziom aktywności fizycznej, tj. SSŻ oraz ASŻ.

Tabela 3.4 Statystyki opisowe parametrów dot. składu masy ciała z uwzględnieniem prowadzonego przez uczestników badań stylu życia. Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Seria	Parametr	SSŻ							ASŻ							Test t-studenta lub UMW	
		N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	p	
P01	Masa ciała [kg]	19	69.52	10.79	53.60	90.95	68.85	0.41	23	72.30	14.26	55.15	101.60	69.60	0.04	0.63	
P01	Wzrost [cm]	19	171.61	9.92	157.00	190.00	169.50	0.18	23	170.57	10.76	156.00	197.00	170.00	0.24	0.75	
P01	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	19	23.73	3.48	18.30	30.60	23.80	0.81	23	24.72	3.35	19.30	31.40	25.40	0.64	0.36	
P01	Tkanka tłuszczowa [%]	19	27.40	10.24	8.40	41.89	27.25	0.56	23	29.55	7.74	12.40	41.70	28.51	0.71	0.45	
P01	Zawartość wody [%]	19	50.53	6.30	41.49	62.70	50.15	0.59	23	49.12	4.61	41.50	60.00	49.10	0.61	0.41	
P01	Masa kostna [kg]	19	2.74	0.34	2.30	3.50	2.67	0.04	23	2.76	0.42	2.10	3.70	2.64	0.09	0.93	
P01	Metabolizm [kcal]	19	1439.67	211.04	1114.00	1881.00	1399.00	0.22	23	1439.96	255.36	1089.00	1933.00	1331.00	0.03	0.68	
P01	Masa mięśni [kg]	19	47.17	8.91	36.40	65.07	44.89	0.04	23	48.06	10.94	36.00	69.40	41.67	0.00	0.91	
P01	Tłuszcz trzewny	19	5.83	2.83	1.00	10.00	6.50	0.14	23	7.96	4.35	2.00	17.00	7.00	0.10	0.08	

W literaturze sugeruje się również, że zwiększona masa ciała może wpływać na poziom aktywności fizycznej. Szczególnie u osób z otyłością obserwuje się odwrotną zależność między dzienną liczbą kroków a zwiększoną masą ciała [24, 264]. Basset i in. [24] wykazali, że osoby otyłe gromadziły dziennie o ok. 1500 kroków mniej niż osoby o prawidłowym BMI. W Tabeli



3.5 przedstawiono ilość osób w poszczególnych grupach z uwzględnieniem ich wyniku BMI. Jak można zauważyć, pomimo prowadzenia aktywnego stylu życia, w grupie ASŻ znajdują się osoby zarówno z prawidłowym, jak i ze zwiększonym poziomem BMI. Tudor-Locke i in. [264] w swoich badaniach sugerują, że osoby ze średnią dzienną liczbą kroków poniżej 5000 są częściej klasyfikowane jako otyłe. Jednak w niniejszej pracy 63% osób prowadzących sedentarny styl życia posiadało prawidłową wartość wskaźnika BMI. Co ciekawe w tej grupie znalazła się również osoba z niedowagą. Przedstawione zestawienie potwierdza, iż w przypadku analizowanej grupy osób masa ciała nie wpłynęła na poziom aktywności fizycznej.

Tabela 3.5 Zestawienie liczby osób badanych prowadzących SSŻ oraz ASŻ z uwzględnieniem wartości wskaźnika BMI.

	Liczba osób badanych z uwzględnieniem wskaźnika BMI			
	Niedowaga	Prawidłowe	Nadwaga	Otyłość
<b>BMI</b>	<18,5	18,5-24,9	25-29,9	30-34,9
<b>SSŻ</b>	1	12	5	1
<b>ASŻ</b>		10	12	1

Ponieważ przedstawione wyniki nie wykazały jednoznacznego związku pomiędzy poziomem aktywności a masą ciała, dokonano próby przeanalizowania zebranych danych pod kątem podziału grupy ze względu na trend. Przykładowe wyniki osób reprezentujących każdą grupę przedstawiono na Rys. 3.18. Największą grupę stanowiły osoby wykazujące spadek aktywności i wzrost masy ciała (dAuM - 16 osób), natomiast najmniejsza grupa składała się z osób, u których zaobserwowano wzrost aktywności oraz wzrost masy ciała (uAuM – 6 osób). Przeprowadzone testy statystyczne wykazały, że te 4 grupy nie różniły się istotnie względem masy, BMI, średniej dziennej liczby kroków podczas badanego okresu oraz średniego procentowego poziomu aktywności fizycznej w miesiącu A\_ŚR (Tabela 3.6).

W Tabeli 3.7 przedstawiono rozkład ilości osób wykazujących dany trend z dodatkową informacją o ich poziomie BMI. W grupie uAuM znalazły się osoby zarówno z niedowagą, prawidłowym BMI, jak również z nadwagą i otyłością. Pozostałe grupy składały się z osób z prawidłowym BMI oraz nadwagą.

Natomiast w Tabeli 3.8 przedstawiono średnie różnice zmian poszczególnych parametrów znormalizowane względem okresu wynoszącego pół roku. Największy przyrost masy ciała zarejestrowano w grupie dAuM wynoszący średnio  $0.75 \pm 0.75$  kg. Jednak rekordowy

wynik wyniósł ponad 2 kilo wzrostu masy ciała w ciągu 6-miesięcy. Co ciekawe największy spadek masy zaobserwowano w grupie dAdM (-1.29±0.61kg) a nie w grupie uAdM (-0.78±0.79kg). Według przeprowadzonych ankiet żadna z osób badanych w trakcie pomiarów longitudinalnych nie zmieniła diety, w związku z czym spadek masy ciała u osób ze zmniejszającą się aktywnością może wynikać np. z występującego w ich życiu stresu lub uwarunkowań genetycznych.

Tabela 3.6 Poziom istotności (p) testu statystycznego ANOVA Kruskala-Wallisa uwzględniającego podział na trend.

Parametr	Poziom istotności p
Średnia dzienna liczba kroków [krok/dzień]	0.63
Poziom aktywności fizycznej (A_ŚR) [%]	0.58
Masa ciała	0.85
BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	0.26

Tabela 3.7 Zestawienie liczby osób badanych wykazujących odpowiedni wskaźnik BMI z uwzględnieniem trendu zmian.

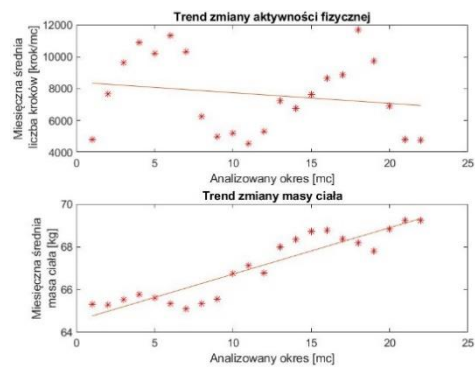
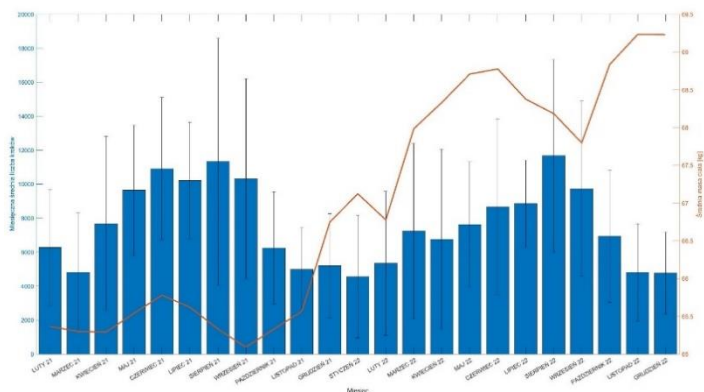
	Liczba osób badanych z uwzględnieniem wskaźnika BMI oraz trendu			
	Niedowaga	Prawidłowe	Nadwaga	Otyłość
<b>BMI</b>	<18,5	18,5-24,9	25-29,9	30-34,9
<b>dAuM</b>		8	8	
<b>dAdM</b>		6	4	
<b>uAdM</b>	1	4	3	2
<b>uAuM</b>		4	2	

Tabela 3.8 Statystyki opisowe parametrów dot. składu masy ciała znormalizowane względem 6- miesięcznych okresów pomiarowych. Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny.

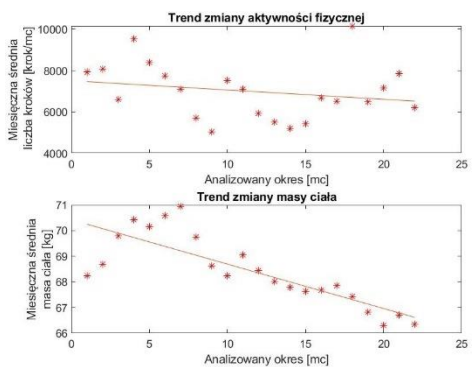
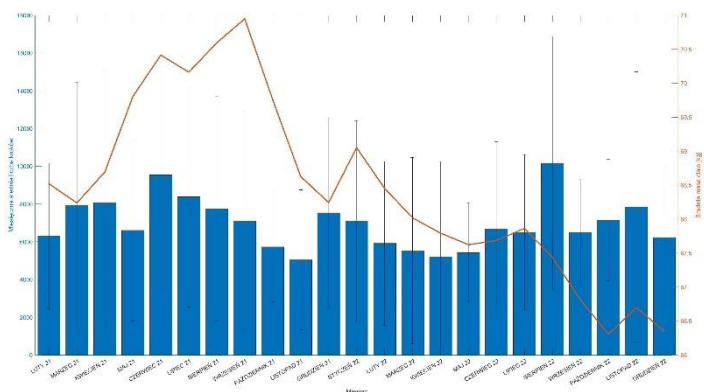
Zmiana parametrów	dAuM								dAdM							
	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p		
Zmiana masy ciała [kg]	16	0.75	0.75	-0.58	2.04	0.78	0.73	10	-1.29	0.61	-2.39	-0.66	-1.21	0.26		
Zmiana BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	16	0.26	0.27	-0.15	0.75	0.25	0.42	10	-0.45	0.29	-0.96	0.06	-0.40	0.94		
Zmiana tk. tłuszcz. [%]	16	0.61	0.48	-0.09	1.52	0.53	0.54	10	-0.45	0.96	-2.24	1.39	-0.51	0.94		
Zmiana zaw. wody [%]	16	-0.36	0.40	-1.01	0.53	-0.36	0.83	10	0.46	0.51	-0.19	1.63	0.38	0.29		
Zmiana masy kostnej [kg]	16	0.02	0.02	-0.04	0.05	0.02	0.47	10	-0.03	0.03	-0.08	0.02	-0.03	0.64		
Zmiana metabolizmu [kcal]	16	4.71	8.94	-12.31	19.02	5.30	0.74	10	-22.81	25.13	-90.00	0.00	-15.50	0.00		
Zmiana masy mięśni [kg]	16	0.11	0.47	-1.05	0.64	0.19	0.01	10	-0.39	0.41	-1.22	0.29	-0.40	0.93		
Zmiana ilości tł. trzewnego	16	0.15	0.26	-0.38	0.57	0.00	0.04	10	0.00	0.53	-0.71	1.35	0.00	0.00		

Zmiana parametrów	uAdM								uAuM							
	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p		
Zmiana masy ciała [kg]	10	-0.78	0.79	-2.42	0.28	-0.58	0.45	6	0.51	0.70	-0.64	1.23	0.77	0.36		
Zmiana BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	10	-0.25	0.25	-0.76	0.10	-0.21	0.66	6	0.19	0.24	-0.22	0.40	0.30	0.13		
Zmiana tk. tłuszcz. [%]	10	-0.31	0.58	-1.07	0.77	-0.45	0.50	6	0.47	0.56	-0.17	1.34	0.52	0.60		
Zmiana zaw. wody [%]	10	0.24	0.40	-0.51	0.80	0.30	0.76	6	-0.33	0.38	-0.92	0.11	-0.36	0.58		
Zmiana masy kostnej [kg]	10	0.00	0.03	-0.04	0.05	0.00	0.67	6	0.01	0.02	-0.02	0.02	0.01	0.08		
Zmiana metabolizmu [kcal]	10	-14.30	12.05	-41.76	-2.10	-11.26	0.11	6	1.93	10.65	-17.29	13.72	5.37	0.25		
Zmiana masy mięśni [kg]	10	-0.25	0.41	-0.76	0.60	-0.31	0.52	6	0.04	0.35	-0.42	0.59	0.07	0.88		
Zmiana ilości tł. trzewnego	10	-0.09	0.22	-0.37	0.35	0.00	0.10	6	0.18	0.27	0.00	0.53	0.00	0.00		

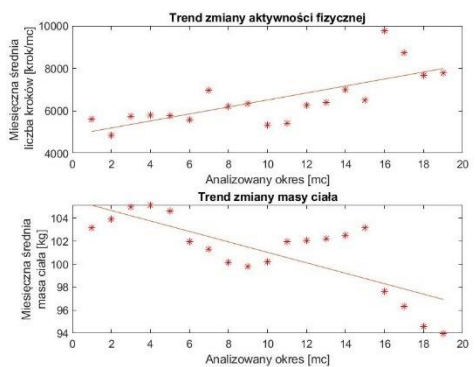
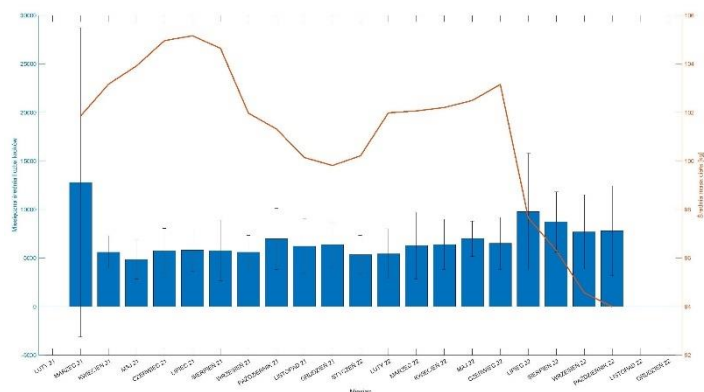
a) dAuM



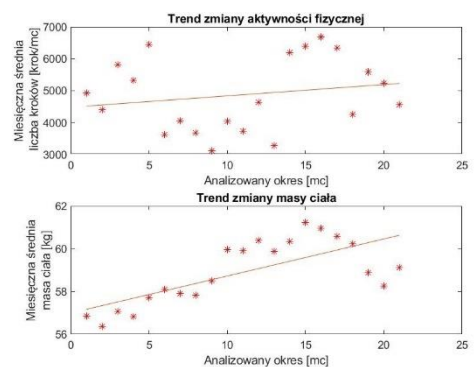
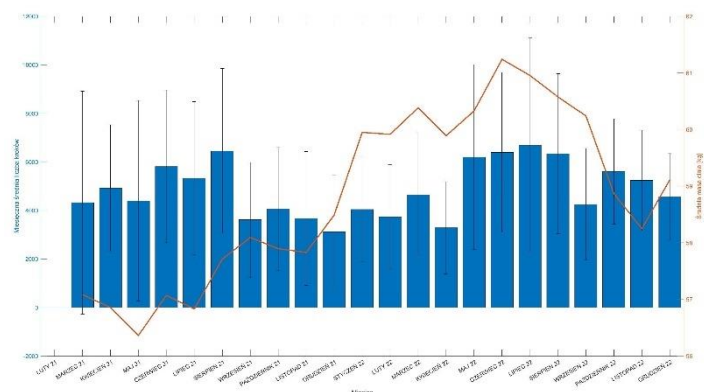
b) dAdM



c) uAdM



d) uAuM



Rys. 3.18 Wpływ aktywności na zmianę masy ciała - przykład osób badanych z grupy: dAuM, dAdM, uAdM, uAuM.

### **3.3.3 Wnioski**

Na podstawie longitudinalnych pomiarów aktywności fizycznej oraz masy ciała, a także danych literaturowych stwierdzono, iż:

- nie istnieje jednoznaczny związek pomiędzy prowadzonym stylem życia a składem ciała,
- u większości badanych osób (62%) zauważono odwrotną zależność poziomu aktywności fizycznej i masy ciała (grupy: dAuM, uAdM),
- analizą objęto zbyt krótki okres czasu (6 miesięcy), by umożliwić wyciągnięcie jednoznacznych wniosków, co podkreśla konieczność prowadzenia dalszych badań longitudinalnych w celu lepszego zrozumienia relacji między siedzącym trybem życia a składem ciała wśród młodych dorosłych.

### **3.4 Postawa ciała a sedentarny styl życia**

Prawidłowa postawa ciała odgrywa istotną rolę w utrzymaniu zdrowia i sprawności fizycznej [237]. Uważana jest również za najbardziej efektywną pod względem wydatku energetycznego oraz angażowania mięśni posturalnych ciała [141, 237]. Griegel-Morris i in. [99] sugerują, że idealna, wyprostowana postawa ciała jest oznaką zdrowia układu mięśniowo-szkieletowego oraz stanowi jeden z kluczowych wskaźników prawidłowego funkcjonowania układu ruchu. Zatem zrozumiałe jest, że każde nawet niewielkie odchylenie zaobserwowane w postawie ciała ma szkodliwy wpływ na zdrowie i może prowadzić do pojawiania się nieprawidłowości określanych jako wady postawy. Badania dotyczące stanu zdrowia dzieci i młodzieży wykazały, że częstość występowania wad postawy ciała w tej grupie populacyjnej wynosi od 30% do nawet 60% [282]. Co stanowi istotny problem, gdyż nieprawidłowości postawy ciała występujące w młodym wieku, dorosłym mogą powodować pogorszenie stanu zdrowia, spadek zdolności funkcjonalnych i lokomocyjnych oraz rozwój chorób układu kostnego w późniejszych etapach życia [116]. Zmieniona postawa ciała może być przyczyną występowania dolegliwości bólowych oraz urazów dolnych partii kręgosłupa [72]. Wśród osób starszych zmiany postawy ciała mogą prowadzić do zwiększonego ryzyka występowania upadków, które obserwowano szczególnie u osób z zaburzoną równowagą strzałkową oraz zmniejszoną lordozą lędźwiową [131].

Postawa ciała jest indywidualną cechą człowieka, na którą wpływają czynniki od nas niezależne, tj. uwarunkowania genetyczne [25], wiek [116], jak i te modyfikowalne - związane ze stylem życia, w tym nawyki żywieniowe oraz poziom aktywności fizycznej [161, 237, 263]. Za jeden z głównych czynników wpływających na pogorszenie postawy ciała coraz częściej uznawany jest siedzący styl życia [161]. W literaturze sugeruje się, że długotrwałe siedzenie może prowadzić do zmian w długościach mięśni oraz strukturach tkanek miękkich, co z kolei może powodować zaburzenia równowagi mięśniowej oraz nieprawidłowe ułożenie kręgosłupa [237]. Długotrwałe siedzenie sprzyja pogłębieniu kifozy piersiowej, co następnie w celu zachowania równowagi może prowadzić do kompensacyjnej hiperlordozy lędźwiowej [124, 161]. Mechanizm ten wynika z obniżenia sztywności aktywnych mięśni w wyniku zmęczenia, co powoduje wzrost antagonistycznych współskurczów w celu utrzymania stabilności. W efekcie dochodzi do zwiększenia obciążenia kompresyjnego działającego na struktury kręgosłupa wraz z narastającym zmęczeniem [98]. Dominujący siedzący tryb życia jest również czynnikiem sprzyjającym osłabieniu lub skracaniu mięśni grzbietu [161], a brak aktywności fizycznej może skutkować przykurczami stawów oraz zwężeniem przestrzeni

stawowych kręgosłupa [178]. Co więcej, siedzący tryb życia prowadzi do występowania zmian strukturalnych we włóknach mięśniowych powodujących wzrost sztywności mięśni, zwłaszcza prostowników odcinka lędźwiowego, kluczowych dla utrzymania wyprostowanej postawy w trakcie siedzenia [161, 185].

Choć aktywność fizyczna może przyczynić się do poprawy postawy ciała, jej efekty są zależne od rodzaju i źródła problemów posturalnych. Na postawę wpływają zarówno rekrutacja i długość mięśni, jak i nawyki posturalne, które mogą być modyfikowane. W przeciwieństwie do tego, aspekty opisujące postawę ciała, tj. kąt nachylenia miednicy, zmiany postawy związane z wiekiem czy odchylenia postawy wynikające ze schorzeń, są mniej podatne na zmiany w odpowiedzi na aktywność fizyczną [237].

Podejmowanie aktywności fizycznej wydaje się prowadzić do poprawy funkcjonowania układu mięśniowego, co może mieć związek z utrzymaniem prawidłowej postawy. Mięśnie posturalne tułowia (mięśnie przykręgosłupowe, tj. prostownik grzbietu, mięsień wielodzielny oraz mięśnie brzucha, tj. mięsień poprzeczny brzucha, mięśnie skośne wewnętrzne i zewnętrzne) są aktywowane zarówno w trakcie utrzymywania pozycji wyprostowanej, jak i podczas chodu. Istnieje zatem możliwość, że aktywność fizyczna wpływa na postawę poprzez lepszą rekrutację mięśni posturalnych [237]. Crawford i in. [60] zaproponowali, że chodzenie może stanowić skuteczną formę aktywności, wspomagającą poprawę zdrowia mięśni przykręgosłupowych odcinka lędźwiowego.

W pracy przeglądowej Salsali i in. [237] w przypadku 10 z 19 analizowanych prac wykazano znaczące lecz słabe korelacje poziomu aktywności fizycznej z deformacją postawy ( $p = 0,025$ , CI 95% = 0,012-0,186). Badania te jednak sugerują, że podejmowanie aktywności fizycznej może być pozytywnie skorelowane ze zmianami w postawie ciała wśród osób w różnym wieku zaangażowanych w różne aktywności, a brak aktywności fizycznej może być jedną z przyczyn rozwoju odchylenia postawy. Asadi-Melerdi i in. [12] wśród uczniów szkoły podstawowej wykazali istotny związek między poziomem aktywności a pochyleniem głowy w płaszczyźnie strzałkowej ( $p=0,012$ ) oraz kifożą piersiową ( $p=0,012$ ). Wykazano, iż wraz ze wzrostem aktywności fizycznej dochodzi do zmniejszenia kąta strzałkowego głowy. Natomiast w przypadku kifozy piersiowej zaobserwowano jej wzrost wraz ze wzrostem aktywności fizycznej, co było jednak sprzeczne z wcześniejszymi badaniami. Autorzy wyjaśniają tę zależność, sugerując, że nieprawidłowe wykonywanie aktywności fizycznej może prowadzić do deformacji postawy ciała. Ponadto podkreślają, że szereg innych czynników, takich jak nieprawidłowe nawyki, noszenie zbyt ciężkich plecaków, niewłaściwa pozycja siedząca oraz nieergonomiczne warunki snu, które nie są związane bezpośrednio z aktywnością

fizyczną, również mogą wpływać na postawę ciała [12]. W badaniach przeprowadzonych z udziałem chłopców w wieku licealnym wykazano, że aktywność fizyczna jest istotnie skorelowana z wysunięciem głowy do przodu i kifozą piersiową, jednak nie zaobserwowano istotnego związku między aktywnością fizyczną a lordozą lędźwiową [239]. W przypadku osób dorosłych związek między aktywnością fizyczną a postawą ciała uznano za niejednoznaczny [5, 109, 131, 136]. Badania wskazują, że osoby bardziej aktywne fizycznie charakteryzują się lepszą kontrolą postawy w porównaniu z osobami nieaktywnymi [5]. Wśród dorosłych Portugalczyków wykazano zwiększone strzałkowe odchylenie osi pionowej w grupie osób o niskim poziomie aktywności fizycznej lub u osób, które zgłosiły spędzanie większej ilości czasu w pozycji siedzącej [11]. Z kolei analiza dotycząca ustawienia kompleksu lędźwiowo-miednicznego wykazała brak związku między tą postawą a poziomem aktywności fizycznej [136]. Ponadto badanie nad wpływem długotrwałego siedzącego trybu życia na ruchomość kręgosłupa piersiowego wykazało, że uczestnicy spędzający w pozycji siedzącej ponad 7 godzin dziennie i aktywni fizycznie przez mniej niż 150 minut tygodniowo mieli ograniczoną ruchomość kręgosłupa piersiowego [109]. Dodatkowo, wyniki przedstawione przez Trzcinską i in. [263] wskazują, że niezależnie od płci dłuższy średni czas siedzenia zwiększa ryzyko zaburzeń kifozy piersiowej. Co więcej, wydłużony czas przebywania w pozycji siedzącej podnosi ryzyko zmniejszenia lordozy lędźwiowej. Wykazano również, że u kobiet średni czas siedzenia przekraczający siedem godzin istotnie zwiększa prawdopodobieństwo wystąpienia hiperlordozy. Jednak Salsali i in. [237] wskazują na jeszcze jeden bardzo ważny czynnik mogący różnie wpływać na postawę ciała – chodzi o intensywność podejmowanego wysiłku. Kompleksowe badanie przeprowadzone w 36 ośrodkach z 19 krajów europejskich wykazało, że mężczyźni, którzy angażowali się w bardzo wysoki poziom aktywności fizycznej we wczesnym i średnim wieku dorosłym, mieli zwiększone ryzyko rozwoju deformacji kręgosłupa. Natomiast w przypadku grupy kobiet, które angażowały się w wysoki poziom ćwiczeń fizycznych, nie zaobserwowano wzrostu, co sugeruje, że istnieje złożony związek między aktywnością fizyczną a deformacją kręgosłupa, który zależy nie tylko od intensywności ale również od płci.

Należy również zwrócić uwagę, że pomimo wielu znaczących korzyści zdrowotnych związanych z podejmowaniem aktywności fizycznej może ona niekorzystnie wpływać na postawę ciała. Nieprawidłowa postawa ciała jest szczególnie prawdopodobna u aktywnych fizycznie sportowców, co wynika głównie z przyjmowanej przez nich pozycji oraz rekrutacji mięśni charakterystycznej dla danego sportu. Sportowcy uprawiający dyscypliny, w których dominują zginacze, wykazują tendencję do przyjmowania bardziej kifotycznej postawy klatki

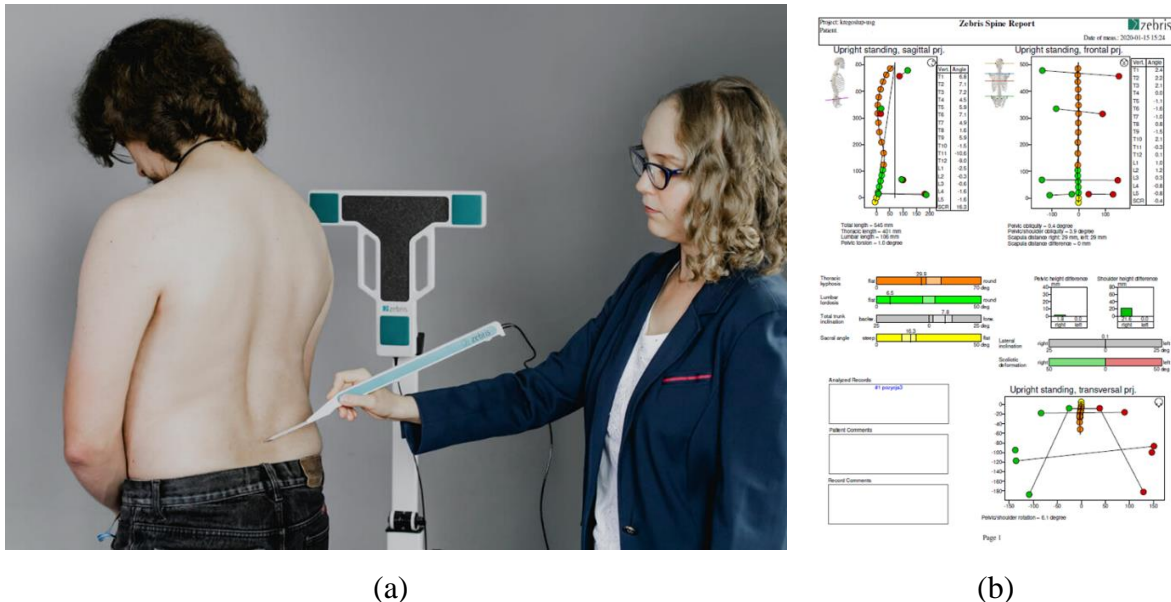
piersiowej [153, 181]. Nadmierna rekrutacja mięśni znajdujących się w obrębie odcinka lędźwiowego, (np. skośnych mięśni brzucha), może doprowadzić do zmian w postawie ciała, tj. zgięcia połączenia piersiowo-lędźwiowego a także pochylenia miednicy w tył [237, 300]. Ponadto wykonywanie ćwiczeń wzmacniających mięśnie piersiowe bez jednoczesnego angażowania przeciwstawnych prostowników klatki piersiowej może skutkować brakiem równowagi mięśniowej, co sprzyja rozwojowi hiperkifozy odcinka piersiowego kręgosłupa [12]. Problem ten może się nasilać w wyniku długotrwałego siedzenia, na przykład podczas pracy przy komputerze.

Związek między stylem życia, poziomem aktywności a postawą ciała jest złożony i niejednoznaczny. Wady postawy są przedmiotem licznych badań, z których jednak większość koncentruje się na analizie ich występowania u dzieci i młodzieży. Brakuje jednak badań potwierdzających jednoznacznie, czy sedentarny styl życia ma lub nie ma bezpośredniego wpływu na zmiany postawy u osób dorosłych. W związku z tym celem tej części pracy była ocena postawy ciała podczas stania oraz siedzenia u osób prowadzących siedzący oraz aktywny tryb życia, a także sprawdzenie, czy postawa ciała zmienia się w ciągu roku w zależności od prowadzonego stylu życia.



### 3.4.1 Metodyka badań doświadczalnych

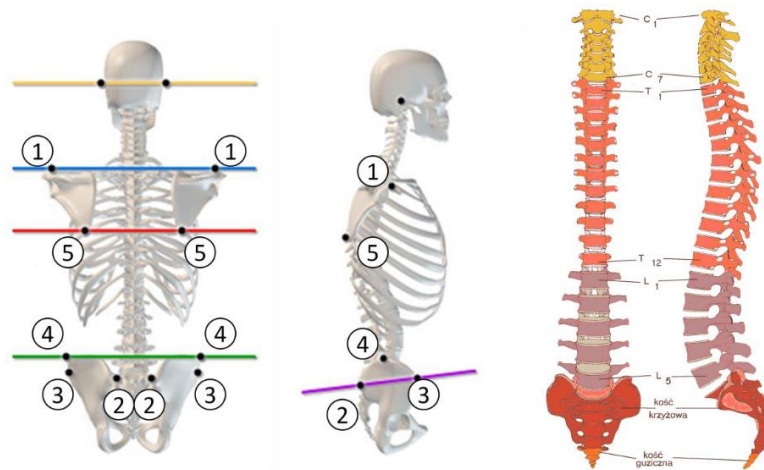
Badania postawy ciała przeprowadzono z wykorzystaniem ultradźwiękowego systemu Zebris Spine (Zebris Medical GmbH, Germany) pozwalającego na obiektywną ocenę położenia w przestrzeni charakterystycznych punktów antropometrycznych oraz pozycji segmentów ciała względem siebie (Rys. 3.19).



Rys. 3.19 Ultradźwiękowy system Zebris Spine: a) urządzenie pomiarowe, b) przykładowy raport.

Stanowisko pomiarowe składało się z jednostki pomiarowej, układu mikronadajników oraz ultradźwiękowego pointera. Przed przystąpieniem do badania na kośćcu osoby badanej zlokalizowano charakterystyczne punkty antropometryczne - Rys. 3.20:

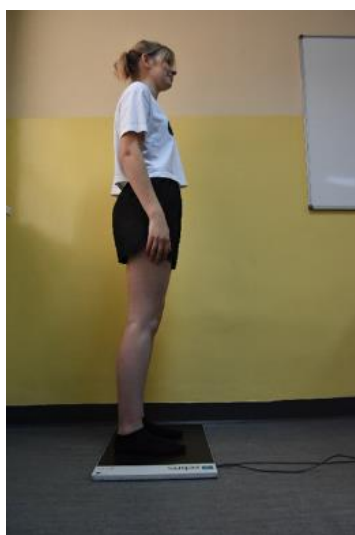
1. lewy oraz prawy akromion (łac. acromion),
2. lewy oraz prawy kolec biodrowy tylny górny (łac. spina iliaca posterior superior),
3. lewy oraz prawy kolec biodrowy przedni górny (łac. spina iliaca anterior superior),
4. grzebień biodrowy (łac. crista iliaca),
5. lewy oraz prawy kąt górny grzebienia łopatki (łac. angelus interior spina scapular),
6. punkt przejścia kręgosłupa piersiowego w lędźwiowy (T12/L1),
7. linia grzbietowa kręgosłupa wykreślona od kręgu C7 do kręgu S2.



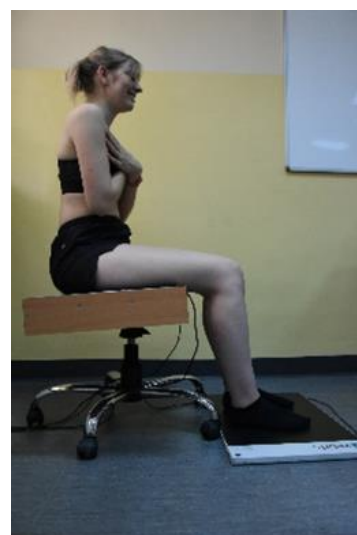
Rys. 3.20 Położenie wymaganych punktów antropometrycznych w pomiarach prowadzonych z wykorzystaniem systemu Zebris Spine [311].

Pomiar rozpoczynano od kalibracji systemu, następnie za pomocą pointera zaznaczano zdefiniowane punkty. Zarejestrowane dane zostały przetworzone przez dedykowane oprogramowanie WinSpine, w którym wygenerowano raporty zawierające informację m.in. o długości poszczególnych odcinków kręgosłupa, jego krzywiznach, a także pochyleniu tułowia czy nachyleniu miednicy. W trakcie pomiaru zadaniem osoby badanej było przyjęcie:

- pozycji stojącej z rękami ułożonymi wzdłuż tułowia (Rys. 3.21a),
- naturalnej pozycji siedzącej ze zgiętymi kończynami dolnymi w stawie kolanowym pod kątem prostym (Rys. 3.21b).



(a)

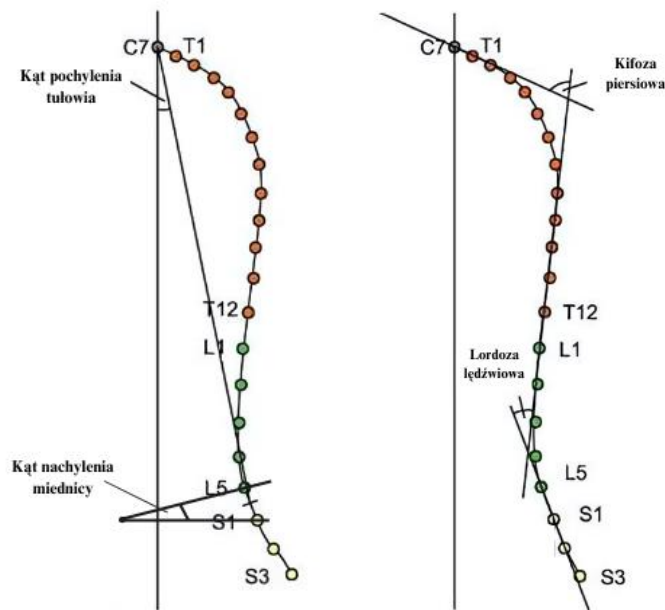


(b)

Rys. 3.21 Pozycje analizowane z wykorzystaniem systemu pomiarowego Zebris Spine: a) pozycja stojąca, b) pozycja siedząca.

Na podstawie przeprowadzonych badań postawy ciała wyznaczono następujące parametry w płaszczyźnie strzałkowej – Rys. 3.22:

- kifozę piersiową [°] – suma kątów utworzonych przez styczne poprowadzone wzdłuż krzywizny odcinka piersiowego, obliczenie całkowitego kąta kifozy odbywa się poprzez zsumowanie poszczególnych kątów pomiędzy sąsiednimi kręgami,
- lordozę lędźwiową [°] – suma kątów utworzonych przez styczne poprowadzone wzdłuż krzywizny odcinka lędźwiowego, obliczenie całkowitego kąta lordozy odbywa się poprzez zsumowanie poszczególnych kątów pomiędzy sąsiednimi kręgami,
- kąt pochylenia tułowia [°] – kąt nachylenia ciała do przodu obliczony jako kąt pomiędzy linią poprowadzoną od kręgu C7 do kręgu L5 a osią pionową,
- kąt nachylenia miednicy [°] – kąt między prostą poprowadzoną przez kolce biodrowe przednie oraz tylnych górne a osią poziomą.



Rys. 3.22 Parametry opisujące kifozę piersiową, lordozę lędźwiową, kąt pochylenia tułowia oraz kąt nachylenia miednicy.

### **3.4.2 Wyniki i dyskusja**

W tabelach 3.9 i 3.11 przedstawiono wyniki pomiarów postawy ciała wśród osób prowadzących siedzący oraz mało aktywny lub aktywny tryb życia. Porównując dane zarówno z I jak i II tury pomiarowej pomiędzy grupami SSŻ oraz ASŻ nie zauważono istotnie statystycznych różnic w przypadku żadnego z analizowanych parametrów. Sugeruje to, że same parametry, takie jak kifoza piersiowa, lordoza lędźwiowa, pochylenie tułowia czy nachylenie miednicy, nie stanowią wystarczającej podstawy do jednoznacznego określenia stylu życia danej osoby.

Jednak w longitudinalnych badaniach wykazano, że styl życia może wpływać na zmianę postawy ciała przyjmowanej podczas stania oraz naturalnego siedzenia (Tabela 3.10 oraz Tabela 3.12). II tura badań potwierdziła, że prowadzenie przez rok sedentarnego stylu życia może doprowadzić do istotnie statystycznego wzrostu kąta kifozy piersiowej podczas pozycji stojącej. Co ciekawe, tak jak w pracy Sarvari i in. [239], wzrost kifozy piersiowej nie spowodował jednak istotnych zmian w lordozie lędźwiowej. Nie zaobserwowano również zmian w pochyleniu tułowia.

W przypadku pozycji siedzącej prowadzenie mało aktywnego lub aktywnego stylu życia przyczyniło się do niewielkiego zmniejszenia kąta kifozy piersiowej. Sugeruje to, że chodzenie, które było główną formą aktywności badanych osób, może w pewnym stopniu wpływać na parametry posturalne, tj. ułożenie górnych partii kręgosłupa. Chodzenie angażuje wiele grup mięśniowych, w tym mięśnie tułowia i kończyn dolnych, co sprzyja poprawie ogólnej sprawności fizycznej. Jednak brak bezpośredniego oddziaływania na specyficzne mięśnie stabilizujące i korygujące postawę ogranicza skuteczność tej formy aktywności w znaczącej redukcji kąta kifozy piersiowej. Zatem zarejestrowana zmiana mogła wynikać głównie z ogólnego pobudzenia układu mięśniowo-szkieletowego. Według literatury, aby skutecznie przeciwdziałać negatywnym skutkom długotrwałego siedzenia aktywność fizyczna powinna być szczególnie ukierunkowana na wzmacnianie mięśni posturalnych i poprawę elastyczności ciała [237].

Natomiast u osób prowadzących sedentarny styl życia zaobserwowano, iż po okresie roku podczas siedzenia doszło do istotnej zmiany w ułożeniu miednicy. Prowadzony styl życia spowodował pogłębienie tyłopochylenia miednicy, które może wynikać z osłabienia mięśni stabilizujących. Liczne dane literaturowe potwierdzają wpływ nachylenia miednicy na strzałkowe ułożenie kręgosłupa w jego dolnych partiach – w odcinku lędźwiowo-krzyżowym [41, 107, 176]. Tyłopochylenie miednicy występujące podczas przyjęcia pozycji

siedzącej powoduje utratę naturalnej krzywizny odcinka lędźwiowego – dochodzi do spłaszczenia lordozy lędźwiowej [41, 176]. Pogłębienie tyłopochylenia miednicy wynikające z prowadzenia sedentarnego stylu życia może prowadzić do zaburzeń posturalnych, które mają istotny wpływ na biomechanikę kręgosłupa, zwłaszcza w jego odcinku lędźwiowo-krzyżowym, zwiększając ryzyko pojawiania się dolegliwości bólowych oraz przeciążeń w tej okolicy [149].

Tabela 3.9 Statystyki opisowe parametrów tj.: kąt kifozy piersiowej, lordozy lędźwiowej, kąt pochylenia tułowia oraz kąt nachylenia miednicy zarejestrowany w grupie osób prowadzących sedentarny styl życia oraz grupie mało aktywnej lub aktywnej podczas pozycji stojącej (kąt nachylenia miednicy - oznaczenia: (-) – przodopochylenie, (+) – tyłopochylenie). Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Seria	Parametr	SSZ							ASZ							Test t-studenta	
		N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	p	
P01	Kifoza piersiowa [°]	16	32.68	9.99	14.40	47.80	31.40	0.27	20	32.46	13.32	10.90	55.70	33.35	0.62	0.96	
P02	Kifoza piersiowa [°]	16	40.83	13.66	19.60	60.60	40.95	0.07	20	34.58	13.69	6.30	56.50	35.70	0.63	0.18	
P01	Lordoza lędźwiowa [°]	16	24.79	11.75	-5.70	44.70	25.60	0.28	20	25.76	14.32	4.60	61.60	23.90	0.41	0.83	
P02	Lordoza lędźwiowa [°]	16	26.18	8.02	13.50	38.90	24.40	0.36	20	25.21	11.36	4.90	45.10	28.20	0.49	0.77	
P01	Kąt poch. tułowia [°]	16	2.33	3.31	-3.40	9.70	2.05	0.97	20	3.29	1.93	-0.40	7.10	2.80	0.42	0.28	
P02	Kąt poch. tułowia [°]	16	2.91	2.70	-2.00	8.60	3.30	0.94	20	3.50	2.33	-0.90	6.80	4.25	0.13	0.49	
P01	Kąt nach. miednicy [°]	16	-15.14	5.39	-25.40	-6.72	-14.35	0.79	20	-14.27	5.26	-27.52	-6.23	-13.33	0.51	0.63	
P02	Kąt nach. miednicy [°]	16	-13.55	4.94	-19.77	-0.58	-14.32	0.08	20	-13.55	6.05	-25.02	-2.78	-13.54	0.73	1.00	

Tabela 3.10 Poziom istotności (p) testów statystycznych dla prób zależnych porównujących dane z serii pomiarowej P01 i P02 dla pomiarów postawy stojącej. Oznaczenia: kolor czerwony, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Parametr	Poziom istotności p	
	SSZ	ASZ
Kifoza piersiowa [°]	0.00*	0.26
Lordoza lędźwiowa [°]	0.57	0.76
Kąt poch. tułowia [°]	0.27	0.64
Kąt nach. miednicy [°]	0.43	0.63

Tabela 3.11 Statystyki opisowe parametrów tj.: kąt kifozy piersiowej, lordozy lędźwiowej, kąt pochylenia tułowia oraz kąt nachylenia miednicy zarejestrowany w grupie osób prowadzących sedentarny styl życia oraz grupie mało aktywnej lub aktywnej podczas pozycji siedzącej (kąt nachylenia miednicy - oznaczenia: (-) – przodopochylenie, (+) – tyłopochylenie). Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Seria	Parametr	SSZ							ASZ							Test t-studenta	
		N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	p	
P01	Kifoza piersiowa [°]	16	33.13	10.72	12.30	46.60	35.50	0.17	20	34.13	15.83	-2.20	65.10	34.70	0.52	0.83	
P02	Kifoza piersiowa [°]	16	39.18	11.86	15.10	54.40	43.25	0.27	20	32.16	13.21	3.40	55.40	33.25	0.73	0.11	
P01	Lordoza lędźwiowa [°]	16	-0.32	8.23	-15.40	14.20	1.85	0.89	20	0.13	9.16	-14.90	15.20	0.05	0.43	0.88	
P02	Lordoza lędźwiowa [°]	16	1.24	9.27	-15.50	20.80	0.85	0.99	20	-1.24	8.49	-15.70	12.10	-1.00	0.40	0.41	
P01	Kąt poch. tułowia [°]	16	8.28	4.65	1.90	17.40	8.40	0.64	20	8.15	4.89	2.50	20.80	7.05	0.10	0.94	
P02	Kąt poch. tułowia [°]	16	11.05	3.80	4.50	18.00	10.85	0.96	20	8.93	4.43	1.60	17.30	9.10	0.50	0.14	
P01	Kąt nach. miednicy [°]	16	5.02	7.55	-12.80	14.13	4.91	0.19	20	6.67	10.74	-7.96	27.22	5.75	0.14	0.61	
P02	Kąt nach. miednicy [°]	16	9.49	9.43	-8.43	21.83	11.63	0.28	20	11.77	7.94	0.04	26.57	11.73	0.38	0.44	

Tabela 3.12 Poziom istotności (p) testów statystycznych dla prób zależnych porównujących dane z serii pomiarowej P01 i P02 dla pomiarów postawy siedzącej. Oznaczenia: kolor czerwony, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Parametr	Poziom istotności p	
	SSŻ	ASŻ
Kifoza piersiowa [°]	0.48	0.02*
Lordoza lędźwiowa [°]	0.36	0.31
Kąt poch. tułowia [°]	0.45	0.06
Kąt nach. miednicy [°]	0.02*	0.08

### 3.4.3 Wnioski

Na podstawie literatury oraz wyników z przeprowadzonych badań doświadczalnych stwierdzono, że:

- siedzący tryb życia oraz aktywność fizyczna są ważnymi modyfikowalnymi czynnikami, które mają istotny wpływ na kształtowanie i utrzymanie prawidłowej postawy,
- badania doświadczalne wykazały, że prowadzenie siedzącego stylu życia może wpływać zarówno na postawę ciała podczas stania (zwiększenie kifozy piersiowej) jak i podczas siedzenia (pogłębienie tyłopochylenia miednicy),
- odnotowanie istotnych zmian jedynie w wybranych parametrach oceny postawy ciała w ciągu roku może sugerować, że taki okres jest zbyt krótki, aby zaobserwować istotne zmiany w postawie ciała młodych osób wynikające z prowadzonego stylu życia,
- postawa ciała jest wynikiem długotrwałych nawyków i regularnych oddziaływań, a jej zmiany mogą wymagać dłuższego okresu czasu. W związku z tym, pełne efekty zmiany stylu życia, w tym wprowadzenie regularnej aktywności fizycznej, mogą stać się zauważalne dopiero po dłuższym czasie, co sugeruje potrzebę prowadzenia longitudinalnych badań.

### **3.5 Badania stabilograficzne a sedentarny styl życia**

Sedentarny styl życia stał się jednym z głównych problemów współczesnego społeczeństwa. Wzrost czasu spędzonego w pozycji siedzącej jest przyczyną wielu negatywnych konsekwencji zdrowotnych, w tym również występowania zaburzeń w obrębie układu ruchu. Brak regularnej aktywności fizycznej może wpływać nie tylko na kondycję fizyczną czy wzrost masy ciała, ale również na stabilność posturalną, która odpowiada za zdolność organizmu do samodzielnego utrzymania równowagi oraz jej odzyskiwania po zadziałaniu bodźca mogącego prowadzić do upadku [125, 213]. Umiejętność kontroli równowagi posturalnej przez człowieka stanowi fundamentalną zdolność niezbędną do wykonywania każdego zadania motorycznego zarówno w życiu codziennym jak i sportowym [200].

Podstawowym warunkiem zachowania stanu równowagi ciała jest zdolność utrzymania rzutu środka masy ciała (ang. COM – center of mass) w granicach powierzchni podparcia wyznaczonej przez obrys stóp [202]. Natomiast do zadań układu równowagi zalicza się [108]:

- dostarczanie informacji o położeniu ciała w przestrzeni, a także o jego prędkości i kierunku ruchu,
- zapobieganie upadkowi poprzez korektę odchylenia środka ciężkości od pozycji równowagi w obrębie powierzchni podparcia,
- kontrolowanie gałek ocznych w celu utrzymania stabilnego obrazu otoczenia.

Aby skutecznie realizować swoje zadania, układ równowagi odbiera bodźce z otaczającego środowiska pochodzące z receptorów znajdujących się w układzie wzrokowym, przedsionkowym oraz proprioceptywnym [108, 125]. Otrzymane informacje są przetwarzane przez ośrodkowy układ nerwowy. Następnie impulsy nerwowe docierają do narządów efektorowych, takich jak mięśnie tułowia, kończyn, a także gałek ocznych, wywołując odruchowe reakcje odpowiadające za koordynację postawy ciała [108].

Badania kontroli postawy ciała skoncentrowane są głównie na analizie równowagi osób starszych w celu identyfikacji przyczyn pogorszenia równowagi posturalnej prowadzącej do zwiększenia ryzyka upadków. Natomiast w przypadku osób młodych badania zazwyczaj ukierunkowane są na ocenę wpływu różnych czynników, tj. płeć czy wskaźnik BMI na równowagę. Chociaż istnieją badania analizujące wpływ poziomu aktywności fizycznej i ćwiczeń na równowagę, to jednak większość z nich ponownie dotyczy osób starszych [211] niż młodych dorosłych .



Bez względu na wiek większość badań literaturowych wykazała, że aktywny tryb życia poprawia stabilność postawy ciała [10, 129, 195, 209, 238, 308]. Kiers i in. [129] w przeglądzie literaturowym wykazali, iż osoby uprawiające sport kołyszą się mniej niż osoby z grupy kontrolnej. Petroman i in. [209] stwierdzili, że młode osoby aktywne mają lepszą równowagę posturalną niż osoby prowadzące siedzący tryb życia. Onofrei i Amaricai [195] uzyskały znaczący wzrost długości ścieżki CoP (ang. center of pressure - środek nacisku podłoża) u osób z niskim poziomem aktywności fizycznej podczas badania z oczami zamkniętymi. Osoby te również uzyskały słabą równowagę posturalną wyrażoną bocznymi odchyleniami środka nacisku. W badaniach przedstawionych przez Zhu i in. [308] stwierdzono, że podejmowanie MVPA albo zmniejszenie zachowań sedentarnych związane jest z lepszymi wynikami w zakresie równowagi statycznej u młodych dorosłych w wieku 18-26 lat. Uprawianie dowolnej formy sportu może korzystnie wpływać na stabilność posturalną poprawiając sensoryczne, mięśniowe oraz centralne komponenty układu nerwowego odpowiedzialne za kontrolę postawy [10]. Aktywność fizyczna sprzyja poprawie równowagi, zwiększając siłę i wytrzymałość mięśni kończyn dolnych i górnych, a także promując adaptacje neurofizjologiczne, które wzmacniają propriocepcję i reakcje odruchowe [308]. Natomiast zrezygnowanie z podejmowania aktywności fizycznej i przyjęcie sedentarnego stylu życia prawdopodobnie zmniejsza stymulację sensoryczną receptorów przedsionkowych oraz proprioceptywnych [66]. Pomimo wielu artykułów wykazujących wpływ poziomu aktywności fizycznej na stabilność postawy, w pracy Maitre i Paillard [159] nie wykazano różnic w równowadze posturalnej między badanymi aktywnymi i nieaktywnymi. Możliwe wyjaśnienie zakłada, że postawa dwunożna z otwartymi oczami była zbyt łatwym zadaniem posturalnym, by uwidocznic różnice między uczestnikami. Dodatkowo osoby aktywne poprzez uczestnictwo w zajęciach sportowych mogły poprawiać dynamiczną kontrolę równowagi a nie równowagę statyczną.

Wzrost aktywności fizycznej może prowadzić do poprawy równowagi posturalnej w każdym wieku, co w efekcie pozytywnie wpłynie na zmniejszenie ryzyka upadków oraz urazów mięśniowo-szkieletowych kończyn dolnych. Utrzymanie właściwej równowagi posturalnej przez całe życie jest istotnym elementem strategii wspierania zdrowego starzenia się i dobrego samopoczucia.

Celem kolejnej części pracy było określenie wpływu poziomu aktywności fizycznej grupy osób badanych na stabilność postawy.



### 3.5.1 Metodyka badań doświadczalnych

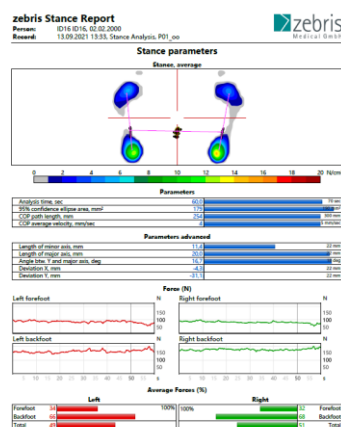
W celu zbadania stabilności postawy wykorzystano platformę stabilograficzną Zebris FDM (Zebris Medical GmbH, Isny, Germany), której częstotliwość próbkowania ustawiono na 100 Hz. Pomiar posturograficzny został przeprowadzony w warunkach statycznych przy otwartych (oo) i zamkniętych (oz) oczach zgodnie z założeniami próby Romberga (Rys. 3.23). Przed przystąpieniem do pomiarów każdy z uczestników został poinformowany o przebiegu badania. Zadaniem osoby badanej było wejście na platformę pomiarową i przyjęcie pozycji wyprostowanej ze stopami ustawionym na szerokość bioder. Podczas pomiaru należało stać nieruchomo z kończynami górnymi swobodnie opuszczonymi wzdłuż ciała. Czas pojedynczego badania wynosił 60 sekund, natomiast do analizy wybrano środkowe 30 sekund (usunięto pierwsze i ostatnie 15 sekund). Przykładowy raport przedstawiono na Rys. 3.24.

Na podstawie przeprowadzonych badań stabilometrycznych wyznaczono:

- **Obszar elipsy 95% przedziału ufności [mm<sup>2</sup>]**- pole elipsy, w której znajdował się COP podczas badania. Elipsa taka wyznaczana jest jako 95% elipsa przedziału predykcji, czyli obszar, w którym z 95% prawdopodobieństwem można oczekiwać pojawienia się kolejnego położenia COP.
- **Długość ścieżki środka nacisku na stopy (COP – ang. center of pressure) [mm]**– całkowita długość ścieżki środka nacisku stóp na podłoże, czyli droga jaką przebył środek nacisku na podłoże w czasie pomiaru.
- **Prędkość średnia COP [mm/sec]** - wyznaczona jako całkowita długość ścieżki podzielona przez czas pomiaru. Najczęściej w badaniach przyjmowane jest, że im dłuższa jest ścieżka oraz większa prędkość średnia, tym większe są trudności w utrzymaniu stabilnej postawy ciała.



Rys. 3.23 Przykładowy pomiar stabilografii.



Rys. 3.24 Przykładowy raport z badań stabilografii.

### **3.5.2 Wyniki i dyskusja**

Wyniki uzyskane w trakcie pomiarów stabilograficznych z oczami otwartymi i zamkniętymi przedstawiono w tabelach 3.13-3.14, w których uwzględniono dane zarówno z I tury pomiarowej P01 oraz II tury pomiarowej P02, z podziałem na grupy SSŻ oraz ASŻ.

Podczas pomiarów z oczami otwartymi w pierwszej turze badań zarejestrowano wyższe wartości pola elipsy ( $112,24 \pm 100,95 \text{ mm}^2$ ), długości ścieżki ( $108,29 + 46,48 \text{ mm}$ ), prędkości COP ( $3,60 + 1,55 \text{ mm/s}$ ) w grupie osób prowadzących sedentarny styl życia niż w grupie ASŻ (pole elipsy ( $79,73 \pm 66,90 \text{ mm}^2$ ), długość ścieżki ( $89,82 + 50,22 \text{ mm}$ ), prędkość COP ( $2,98 + 1,67 \text{ mm/s}$ )). W drugiej turze pomiarowej doszło do odwrotnej sytuacji i wyższe wartości analizowanych parametrów zaobserwowano w grupie ASŻ niż SSŻ (pole elipsy:  $87,32 + 38,69 \text{ mm}^2$  (SSŻ),  $114,65 + 175,75$  (ASŻ); długość ścieżki:  $114,35 + 69,37 \text{ mm}$  (SSŻ),  $118,08 + 99,02 \text{ mm}$  (ASŻ); prędkość:  $3,52 + 1,72 \text{ mm/sec}$ , (SSŻ),  $3,92 + 3,29 \text{ mm/sec}$ ). Podczas próby z oczami zamkniętymi średnie wartości analizowanych parametrów w obydwóch próbach były wyższe w grupie SSŻ. Należy jednak zwrócić uwagę, że różnice w wynikach pomiędzy grupami są niewielkie. Zarówno w próbie z otwartymi jak i zamkniętymi oczami nie zarejestrowano różnic istotnie statystycznych ( $p > 0,05$ ) analizowanych parametrów stabilograficznych pomiędzy grupami SSŻ oraz ASŻ.

Wpływ upływu roku na parametry stabilometryczne przedstawiono w tabelach 3.15-3.16. Różnice istotnie statystycznie zaobserwowano w grupie ASŻ podczas próby z otwartymi oczami dla parametrów: długość ścieżki oraz prędkość COP, co oznacza, iż okres roku negatywnie wpłynął na równowagę ciała osób badanych. W przypadku pozostałych parametrów nie zarejestrowano różnic istotnie statystycznych.

Brak zarejestrowanych różnic pomiędzy grupami oraz seriami pomiarowymi może wynikać ze statycznego charakteru zadania, które nie stanowiło wystarczającego wyzwania dla układu posturalnego u osób zdrowych [208]. Należy również zwrócić uwagę, iż grupę osób badanych stanowiły osoby młode (średnia wieku  $28,8 \pm 9,5$  lat), u których ze względu na wiek nie powinny pojawić się problemy z utrzymaniem równowagi ciała. Dane literaturowe wskazują, iż do zaburzeń równowagi dochodzi najczęściej u osób starszych, co wynika głównie z naturalnych procesów starzenia powodujących utratę funkcji układu przedsionkowego, spadek siły mięśniowej, osłabienie propriocepcji oraz pogorszenie funkcji sensorycznych [257]. Kolejną przyczyną niezarejestrowania różnic może być także rodzaj uprawianej aktywności fizycznej. W badaniach przedstawionych przez Orofino i in. [196] również nie uzyskano różnic istotnie statystycznych między grupą kontrolną a grupą osób aktywnych

(uprawiających sport), zarówno w pomiarach przeprowadzonych z otwartymi jak i zamkniętymi oczami. Jako możliwe wyjaśnienie podaje się fakt, że dyscypliny sportowe uprawiane przez uczestników badania nie koncentrowały się na rozwijaniu zdolności równowagi. Podobny wniosek został sformułowany przez Jakobsena i in. [122], którzy zaobserwowali większą poprawę stabilności posturalnej po 12 tygodniach treningu piłki nożnej, w porównaniu do biegania o wysokiej intensywności lub treningu ciągłego, u niewytrenowanych mężczyzn w wieku 21-45 lat. W niniejszej pracy poziom aktywności został określony wyłącznie na podstawie pomiarów dziennej ilości kroków, co oznacza, iż aktywność fizyczna oparta wyłącznie na chodzeniu może nie wpływać na stabilność postawy ciała. Jednak z drugiej strony przyjęcie sedentarnego stylu życia i zrezygnowanie z aktywności fizycznej może zmniejszać stymulację sensoryczną receptorów przedsionkowych oraz proprioceptywnych [66], a także wpływać na obniżenie zdolności mięśniowych oraz ruchomość stawów. W związku z tym można wnioskować, że choć aktywność fizyczna wynikająca wyłącznie z chodzenia nie wpływa na stabilność postawy, to jednak każde zachowanie przeciwdziałające sedentarnemu stylowi życia ma istotne znaczenie dla zdrowia.

Tabela 3.13 Statystyki opisowe parametrów stabilograficznych: obszaru elipsy 95% przedziału ufności, długości ścieżki COP oraz prędkości średniej COP uzyskanych podczas pomiaru równowagi z oczami otwartymi. Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Seria	Parametr	SSŻ							ASŻ							Test UMW
		N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	
P01	Obszar elipsy 95% [mm]	17	112.24	100.95	22.15	411.78	82.30	0.00	23.00	79.73	66.90	27.41	295.06	54.49	0.00	0.11
P02	Obszar elipsy 95% [mm]	17	87.32	38.69	23.44	154.53	79.75	0.61	23.00	114.65	175.57	11.79	841.07	50.55	0.00	0.14
P01	Dł. ścieżki COP [mm]	17	108.29	46.48	39.20	197.32	109.25	0.78	23.00	89.82	50.22	34.49	249.07	72.98	0.00	0.18
P02	Dł. ścieżki COP [mm]	17	114.35	69.37	43.32	300.12	92.49	0.00	23.00	118.08	99.02	25.32	489.63	82.33	0.00	0.53
P01	Prędkość śr. COP [mm/s]	17	3.60	1.55	1.31	6.58	3.63	0.78	23.00	2.98	1.67	1.15	8.25	2.43	0.00	0.17
P02	Prędkość śr. COP [mm/s]	17	3.52	1.72	1.44	8.90	3.07	0.00	23.00	3.92	3.29	0.85	16.25	2.74	0.00	0.62

Tabela 3.14 Statystyki opisowe parametrów stabilograficznych: obszaru elipsy 95% przedziału ufności, długości ścieżki COP oraz prędkości średniej COP uzyskanych podczas pomiaru równowagi z oczami zamkniętymi. Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Seria	Parametr	SSŻ							ASŻ							Test UMW
		N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	
P01	Obszar elipsy 95% [mm]	17	148.98	91.46	24.69	334.55	120.76	0.25	23.00	168.22	226.77	19.32	1066.54	88.97	0.00	0.37
P02	Obszar elipsy 95% [mm]	17	132.86	104.42	34.04	378.79	88.56	0.00	23.00	164.05	194.42	26.05	779.96	81.30	0.00	0.60
P01	Dł. ścieżki COP [mm]	17	181.70	75.58	46.87	330.05	166.48	0.49	23.00	175.33	135.49	48.63	656.59	133.47	0.00	0.30
P02	Dł. ścieżki COP [mm]	17	177.97	90.36	44.69	410.31	150.15	0.15	23.00	174.80	124.81	60.83	543.87	151.25	0.00	0.57
P01	Prędkość śr. COP [mm/s]	17	6.04	2.51	1.56	11.00	5.53	0.51	23.00	5.83	4.49	1.61	21.74	4.43	0.00	0.30
P02	Prędkość śr. COP [mm/s]	17	5.53	2.29	1.49	9.81	4.99	0.65	23.00	5.81	4.14	2.01	18.05	5.04	0.00	0.64

Tabela 3.15 Poziom istotności (p) testów statystycznych dla prób zależnych porównujących dane z serii pomiarowej P01 i P02 podczas badania stabilograficznego z oczami otwartymi. Oznaczenia: kolor czerwony, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Parametr	Poziom istotności p	
	SSŻ	ASŻ
Obszar elipsy 95% [mm]	0.98	0.36
Dł. ścieżki COP [mm]	0.83	0.01*
Prędkość śr. COP [mm/s]	0.83	0.01*

Tabela 3.16 Poziom istotności (p) testów statystycznych dla prób zależnych porównujących dane z serii pomiarowej P01 i P02 podczas badania stabilograficznego z oczami zamkniętymi. Oznaczenia: kolor czerwony, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Parametr	Poziom istotności p	
	SSŻ	ASŻ
Obszar elipsy 95% [mm]	0.43	0.98
Dł. ścieżki COP [mm]	0.89	0.67
Prędkość śr. COP [mm/s]	0.44	0.67

### 3.5.3 Wnioski

Na podstawie przeglądu literaturowego oraz wyników z przeprowadzonych badań można wnioskować, że:

- podejmowanie aktywności fizycznej, szczególnie ukierunkowanej na poprawę równowagi, może mieć korzystny wpływ na stabilność postawy poprzez wzmocnienie mięśni, poprawę propriocepcji, usprawnianie koordynacji i szybkości reakcji, a także sprzyjaniu adaptacjom w centralnym układzie nerwowym, które poprawiają integrację sensoryczną i motoryczną,
- aktywny styl życia wyrażony wyłącznie zwiększoną liczbą kroków nie ma wpływu na parametry związane ze statyczną kontrolą postawy ciała,
- zwiększenie aktywności fizycznej bazujące wyłącznie na zwiększaniu dziennej ilości kroków nie wpłynie na poprawę stabilności,
- wartości poszczególnych parametrów stabilograficznych po okresie roku od pierwszych badań zmieniły się w niewielkim zakresie, co świadczy, że proces pojawiania się zaburzeń w równowadze może pojawić się w późniejszych okresach życia.

### **3.6 Funkcje lokomocyjne a sedentarny styl życia**

Chodzenie jest złożonym zadaniem motorycznym, które u zdrowych dorosłych odbywa się zazwyczaj automatycznie, bez świadomego wysiłku, dzięki skoordynowanej pracy układu nerwowego i mięśniowego, oraz integracji informacji sensorycznych, takich jak równowaga i propriocepcja. Czynność ta, choć wydaje się naturalna i niezmienna, podlega istotnym zmianom na różnych etapach życia, od dzieciństwa aż po starość. W okresie dzieciństwa chód rozwija się stopniowo wraz z dojrzewaniem układu nerwowego i mięśniowego, co skutkuje coraz większą stabilnością, koordynacją i wydajnością ruchu. Następnie w wieku dorosłym chód osiąga szczyt swojej efektywności, charakteryzując się regularnym rytmem, odpowiednią długością kroku i zdolnością do adaptacji w różnych warunkach. W późniejszych latach życia, w wyniku procesów starzenia, dochodzi do zmniejszenia się stabilności i dynamiki chodu, co może skutkować ograniczeniem mobilności i wzrostu ryzyka upadków.

Zmienność chodu może być uznana za pośrednią miarę stabilności chodu, w szczególności w odniesieniu do parametrów czasowo-przestrzennych [105]. Zwiększona zmienność chodu jest związana przede wszystkim z wiekiem [96, 106], jednak może zależeć również od czynników związanych z ryzykiem upadku (równowagą, siłą mięśniową), ale także witalnością, stanem psychicznym oraz jakością życia [53]. W literaturze wskazuje się również na związek funkcji lokomocyjnych z poziomem aktywności fizycznej, przy czym temat ten jest przede wszystkim badany w grupie osób starszych ze względu na istotną rolę mobilności w utrzymaniu niezależności i jakości życia.

Badania wskazują, że spośród parametrów czasowo-przestrzennych prędkość chodu jest kluczowym predyktorem poziomu aktywności fizycznej i jej zmian u osób starszych [75, 128]. Wolna prędkość chodu została zidentyfikowana jako istotny wskaźnik zarówno zaprzestania regularnej aktywności fizycznej [245], jak i wydłużonego czasu spędzanego na siedzącym trybie życia [69]. W literaturze [69] zwrócono dodatkowo uwagę, że wolna prędkość chodu może potencjalnie zniechęcać osoby starsze do podejmowania aktywności fizycznej w czasie wolnym, co w konsekwencji może prowadzić do bardziej siedzącego trybu życia. Przeprowadzone przez Kasović i in. [128] badania wykazały kilka istotnych zależności między siedzącym trybem życia, sprawnością fizyczną a prędkością chodu. Po pierwsze, większa ilość czasu spędzanego na siedzącym trybie życia była związana z niższym poziomem sprawności fizycznej. Po drugie, wyższa sprawność fizyczna korelowała z większą prędkością chodu. Po trzecie, osoby z większą prędkością chodu spędzały mniej czasu na siedzącym trybie życia. Co więcej, analiza ujawniła, że sprawność fizyczna w pełni pośredniczyła w relacji między

siedzącym trybem życia a prędkością chodu [128]. W pracy Dohrn i in. [69] u osób starszych pokonujących poniżej 5000 kroków dziennie zaobserwowano zwiększoną ilość czasu spędzoną na siedzącym stylu życia, wolniejszą prędkość chodu, gorszą równowagę oraz niższą jakość życia związaną ze zdrowiem w porównaniu do osób z dzienną ilością kroków powyżej 5000. Natomiast Egerton i in. [75] sugerują, że każda redukcja prędkości chodu o 20 cm/s przekłada się na zmniejszenie codziennej aktywności o wysokiej intensywności o 5 minut u kobiet i 3,4 minuty u mężczyzn, co przekłada się na spadek liczby kroków dziennie odpowiednio o 578 i 424. Dodatkowo badania longitudinalne wykazały, iż osoby starsze, które chodziły wolniej, nie tylko miały niższy poziom codziennej aktywności, ale były bardziej narażone na spadek poziomu aktywności w ciągu kolejnych 12 miesięcy. Należy jednak podkreślić, że związek między prędkością chodu a przyszłymi poziomami aktywności fizycznej nie oznacza, że wolniejsze chodzenie prowadzi do spadku aktywności. Wyniki badania nie potwierdzają również tezy, że gorsza jakość chodu wynikająca np. z asymetrii chodu, ma bezpośredni wpływ na zmniejszenie aktywności u stosunkowo zdrowych osób starszych [75]. Związek między prędkością chodu a długością kroku wskazuje, że osoby starsze, które chodzą sprawniej, zazwyczaj są bardziej aktywne fizycznie. Z kolei większa częstotliwość stawiania kroków, krótszy czas kroku oraz krótszy czas wymachu były związane z niższym poziomem aktywności fizycznej. Może to wynikać z dwóch powodów. Po pierwsze, większa częstotliwość stawiania kroków, krótszy czas kroku i krótszy czas wymachu mogą być wynikiem kompensacyjnych mechanizmów, które mają na celu zwiększenie stabilności podczas chodzenia. Potrzeba ostrożniejszego chodzenia może prowadzić do zmniejszenia ilości podejmowanej aktywności. Po drugie, wyniki te mogą wskazywać na subkliniczne zmiany związane ze starzeniem się lub występującymi chorobami. Zmienność chodu uznawana jest coraz częściej za czynnik ryzyka występowania przyszłych upadków [106], niepełnosprawności ruchowej [36] oraz słabości [177].

Analiza parametrów czasowo-przestrzennych chodu, a zwłaszcza prędkości chodu, sugeruje, że może ona pełnić rolę uniwersalnego miernika procesu starzenia się na różnych etapach życia oraz potencjalnego narzędzia przesiewowego umożliwiającego identyfikację pogorszenia sprawności fizycznej i funkcjonalnej związanych ze stylem życia.

Ze względu na brak w literaturze informacji dotyczących wpływu poziomu aktywności fizycznej na funkcje lokomocyjne u osób młodych, w niniejszym rozdziale podjęto próbę analizy związku między prowadzonym stylem życia a parametrami czasowo-przestrzennymi chodu.

### **3.6.1 Metodyka badań doświadczalnych**

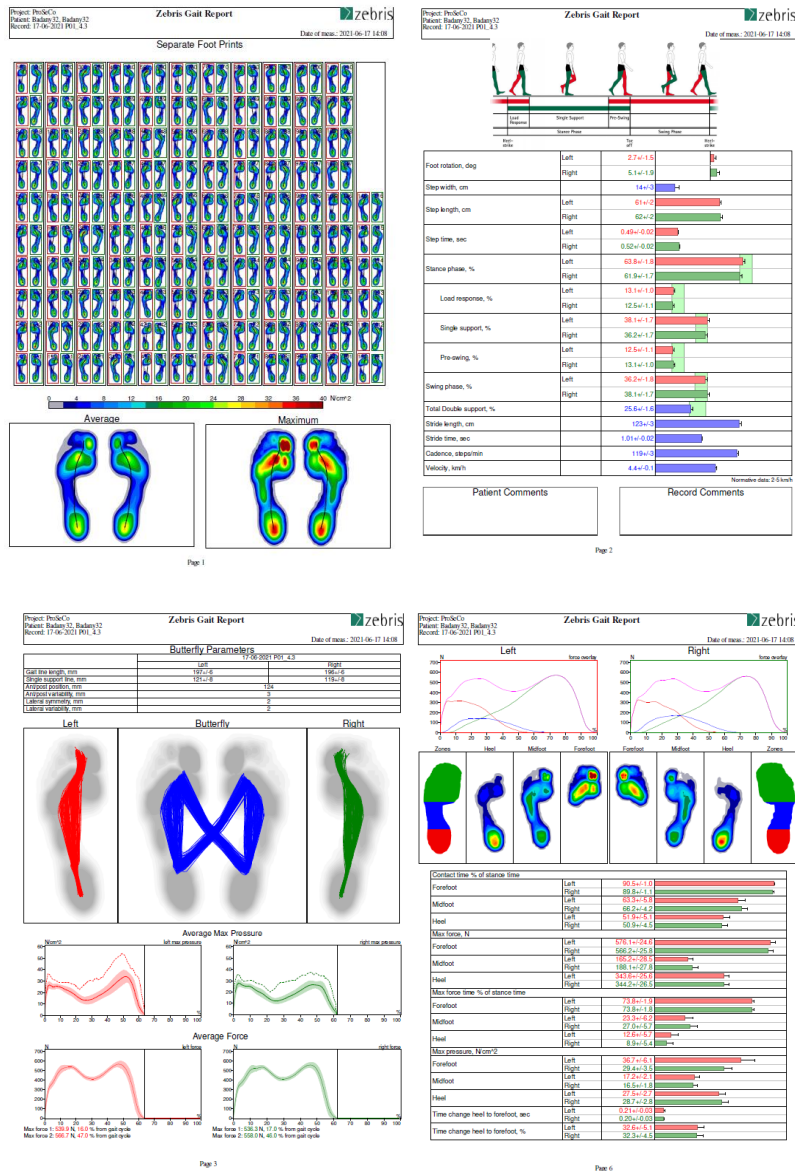
Ocenę chodu przeprowadzono z wykorzystaniem systemu Zebris FDM-T Gait Analysis wyposażonego w czujniki tensometryczne, znajdujące się pod pasem transmisyjnym (Rys. 3.25). System ten umożliwia precyzyjną rejestrację parametrów czasowo-przestrzennych chodu, a także rozkładu nacisku stóp na podłoże.

W badaniach chodu wzięło udział 17 osób prowadzących sedentarny styl życia oraz 23 osób prowadzących mało aktywny lub aktywny tryb życia. Celem badania było przeprowadzenie analizy biomechanicznej naturalnego chodu. Badania serii pomiarowej P01 rozpoczęły się od doboru preferowanej prędkości chodu. Etap ten polegał na rozpoczęciu chodu z prędkości 2km/h, następnie prędkość bieżni była stopniowo zwiększana, aż uczestnik pomiaru poczuł się komfortowo i stabilnie. Ostateczna prędkość bieżni została dobrana na podstawie subiektywnej oceny osoby badanej oraz operatora bieżni, który w sposób jakościowy ocenił naturalność chodu. Następnie rozpoczynano 3 minutowe badanie chodu, które zostało podzielone na dwa etapy: (1) etap adaptacji oraz (2) pomiar właściwy. Każdy uczestnik rozpoczął badanie od 1-minutowego marszu na bieżni w celu wyeliminowania efektu stresu związanego z początkową niepewnością na bieżni oraz koniecznością adaptacji pozwalającej na uzyskanie stabilnego, naturalnego kroku. Następnie właściwy pomiar chodu rejestrowano przez 2 minuty. Pomiar odbywał się boso jednocześnie eliminując wpływ obuwia na wzorzec chodu. W serii pomiarowej P02 pomiary chodu powtórzono dla prędkości bieżni dobranych w serii pomiarowej P01. Dane zebrane podczas pomiaru zostały poddane analizie przy użyciu oprogramowania Zebris WinFDM, które pozwoliło na wygenerowanie szczegółowych raportów dla każdego uczestnika (Rys. 3.26).



Rys. 3.25 Przykład pomiaru chodu na bieżni.





Rys. 3.26 Przykład raportu generowanego w oprogramowaniu Zebris WinFDM pozwalającego na biomechaniczną analizę chodu.

Podczas badania chodu zarejestrowano następujące parametry zarówno dla kończyny dolnej lewej oraz prawej:

- **STEP\_LENGTH [cm]** – długość kroku, odległość między kontaktem pięty jednej stopy oraz kontaktem pięty drugiej stopy z podłożem,
- **STRIDE\_LENGTH [cm]** – długość cyklu kroku, odległość od punktu kontaktu pięty jednej stopy (np. prawej) z podłożem, do momentu ponownego kontaktu tej samej pięty z podłożem (np. znowu prawej stopy).
- **STANCE\_PHASE [%]** – czas trwania fazy podporowej w cyklu chodu wyrażony w procentach - procentowa ilość kontaktu stopy z podłożem, faza rozpoczyna się w chwili kontaktu pięty z podłożem, a kończy, gdy palce stopy odrywają się od podłoża,

- **SWING\_PHASE [%]** – czas trwania fazy wymachowej w cyklu chodu w procentach, rozpoczyna się w chwili oderwania palców od podłoża i trwa do kontaktu pięty z podłożem,
- **STEP\_TIME [s]** – czas kroku, czas pomiędzy uderzeniem pięty jednej kończyny dolnej a uderzeniem pięty kończyny przeciwnej,
- **STRIDE\_TIME [s]** – czas trwania cyklu chodu, czas, który upłynął między pierwszym kontaktem dwóch kolejnych kroków tej samej stopy,
- **CADENCE [krok/min]** – częstotliwość stawiania kroków, liczba kroków wykonana w ciągu 1 minuty,
- **VELOCITY [km/h]** – prędkość chodu.

### **3.6.2 Wyniki i dyskusja**

Parametry czasowo-przestrzenne zarejestrowane w trakcie badań doświadczanych chodu z uwzględnieniem prowadzonego stylu życia przedstawiono w Tabeli 3.17. Wśród najczęściej wymienianych w literaturze parametrów czasowo-przestrzennych służących do oceny poziomu aktywności (w szczególności u osób starszych) wymienia się prędkość chodu [75, 128]. W niniejszych badaniach naturalną prędkość chodu na bieżni osób badanych określono w trakcie pierwszych pomiarów P01. W drugiej turze badań P02 w celu wyeliminowania wpływu prędkości chodu na zmienność parametrów czasowo-przestrzennych, pomiary powtórzono dostosowując prędkość chodu do wartości uzyskanych w serii pomiarowej P01. Przeprowadzone testy statystyczne nie wykazały istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupą SSŻ oraz ASŻ zarówno w przypadku prędkości chodu ani pozostałych parametrów czasowo-przestrzennych. Brak istotnych różnic w wynikach może sugerować, iż w przypadku przeciętnych osób młodych prowadzony styl życia nie ma znaczącego wpływu na parametry czasowo-przestrzenne chodu, tj. prędkość chodu, długość kroku, częstotliwość stawiania kroków itd. Może to oznaczać, że funkcje lokomocyjne u młodych osób są na tyle dobrze rozwinięte i odporne na umiarkowane różnice w codziennych nawykach, że nie wykazują wyraźnych zmian w zależności od stylu życia w tej grupie wiekowej. Możliwe, że dopiero bardziej ekstremalne czynniki, tj. długotrwały brak aktywności, nadmierna masa ciała [31], intensywny trening sportowy lub choroby (np. choroba Parkinsona [302]) mogłyby w istotny sposób wpłynąć na chód.

Analizie poddano również wpływ upływu roku na parametry czasowo-przestrzenne chodu - Tabela 3.18. Zgodnie z literaturą dla zdrowych młodych i starszych dorosłych zmienność chodu parametrów przestrzennych jest ważniejszym wskaźnikiem kontroli lokomocji niż zmienność chodu parametrów czasowych [199]. W szczególności zmienność szerokości kroku uznawana jest za najbardziej czuły wskaźnik stabilności i równowagi chodu. Zwiększona zmienność szerokości kroku może sugerować trudności w utrzymaniu równowagi, co może być związane z ryzykiem upadków, szczególnie u osób starszych [199]. W niniejszej pracy nie dostrzeżono w ciągu roku istotnie statystycznych zmian w przypadku żadnego parametru czasowo-przestrzennego, co świadczy o nieznaczącym wpływie upływu roku na zmianę chodu w grupie młodych dorosłych, bez względu na prowadzony styl życia.

Tabela 3.17 Statystyki opisowe parametrów czasowo-przestrzennych uzyskanych podczas badań chodu na bieżni. Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny, \* – dane istotne statystycznie, L – kończyzna dolna lewa, R – kończyzna dolna prawa.

Seria	Parametr	SSŻ							ASŻ							Test t- studenta lub UMW
		N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	
P01	STEP_LENGTH_L [cm]	17	66.75	7.85	51.09	78.92	67.31	0.55	23	63.99	9.20	41.85	78.94	63.03	0.06	0.33
P02	STEP_LENGTH_L [cm]	17	67.43	7.89	52.53	78.70	67.34	0.55	23	64.07	8.72	41.85	77.48	63.44	0.05	0.20
P01	STEP_LENGTH_R [cm]	17	67.97	7.81	53.39	80.99	68.54	0.66	23	64.24	8.97	43.48	79.78	63.14	0.06	0.18
P02	STEP_LENGTH_R [cm]	17	68.57	8.13	53.05	81.39	68.30	0.80	23	64.64	8.79	42.66	81.40	64.62	0.17	0.16
P01	STRIDE_LENGTH [cm]	17	134.72	15.59	104.48	159.91	136.80	0.50	23	128.23	18.10	85.34	156.57	126.16	0.05	0.24
P02	STRIDE_LENGTH [cm]	17	135.99	15.94	105.58	158.59	136.19	0.51	23	128.71	17.41	84.51	158.89	126.99	0.09	0.18
P01	STANCE_PHASE_L [%]	17	61.73	1.32	58.77	63.29	62.26	0.12	23	62.53	1.25	60.64	66.24	62.25	0.04	0.26
P02	STANCE_PHASE_L [%]	17	61.91	1.28	59.23	63.99	62.26	0.46	23	62.40	1.27	60.15	66.50	62.44	0.02	0.38
P01	STANCE_PHASE_R [%]	17	61.94	1.55	58.51	64.31	61.74	0.27	23	62.66	1.47	60.06	66.22	62.45	0.24	0.14
P02	STANCE_PHASE_R [%]	17	62.03	1.48	58.54	64.61	61.69	0.52	23	62.52	1.51	59.86	66.44	62.50	0.78	0.31
P01	SWING_PHASE_L [%]	17	38.27	1.32	36.71	41.23	37.74	0.12	23	37.47	1.25	33.76	39.36	37.75	0.04	0.26
P02	SWING_PHASE_L [%]	17	38.09	1.28	36.01	40.77	37.74	0.46	23	37.60	1.27	33.50	39.86	37.56	0.02	0.38
P01	SWING_PHASE_R [%]	17	38.07	1.55	35.69	41.50	38.26	0.27	23	37.34	1.47	33.78	39.94	37.55	0.24	0.14
P02	SWING_PHASE_R [%]	17	37.97	1.48	35.39	41.46	38.31	0.52	23	37.48	1.51	33.56	40.14	37.50	0.78	0.31
P01	STEP_TIME_L [s]	17	0.52	0.03	0.47	0.58	0.51	0.71	23	0.52	0.03	0.48	0.58	0.52	0.38	0.47
P02	STEP_TIME_L [s]	17	0.52	0.04	0.48	0.62	0.52	0.06	23	0.53	0.03	0.47	0.58	0.52	0.76	0.70
P01	STEP_TIME_R [s]	17	0.52	0.03	0.47	0.57	0.51	0.51	23	0.53	0.03	0.45	0.58	0.53	0.95	0.35
P02	STEP_TIME_R [s]	17	0.52	0.04	0.47	0.61	0.51	0.17	23	0.53	0.03	0.45	0.58	0.53	0.72	0.56
P01	STRIDE_TIME [s]	17	1.03	0.07	0.94	1.15	1.02	0.68	23	1.05	0.06	0.93	1.16	1.05	0.97	0.40
P02	STRIDE_TIME [s]	17	1.04	0.08	0.95	1.23	1.02	0.10	23	1.05	0.06	0.92	1.17	1.05	0.86	0.63
P01	CADENCE [krok/min]	17	116.59	7.44	103.98	128.29	118.13	0.80	23	114.64	6.55	103.37	129.04	114.40	0.94	0.39
P02	CADENCE [krok/min]	17	115.56	8.01	97.43	126.31	118.11	0.27	23	114.21	6.21	102.95	130.40	114.08	0.61	0.55
P01	VELOCITY [km/h]	17	4.72	0.69	3.60	5.87	4.78	0.57	23	4.39	0.54	3.22	5.37	4.39	0.59	0.10
P02	VELOCITY [km/h]	17	4.72	0.68	3.60	5.86	4.68	0.60	23	4.39	0.54	3.22	5.37	4.39	0.61	0.10

Tabela 3.18 Poziom istotności (p) testów statystycznych dla prób zależnych porównujących wyniki parametrów chodu z serii pomiarowej P01 i P02. Oznaczenia: kolor czerwony, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Parametr	Poziom istotności p	
	SSŻ	ASŻ
STEP_LENGTH_L [cm]	0.21	0.91
STEP_LENGTH_R [cm]	0.26	0.21
STRIDE_LENGTH [cm]	0.22	0.43
STANCE_PHASE_L [%]	0.13	0.96
STANCE_PHASE_R [%]	0.46	0.48
SWING_PHASE_L [%]	0.13	0.96
SWING_PHASE_R [%]	0.46	0.48
STEP_TIME_L [s]	0.29	0.57
STEP_TIME_R [s]	0.17	0.42
STRIDE_TIME [s]	0.23	0.49
CADENCE [krok/min]	0.22	0.44
VELOCITY [km/h]	0.93	0.39

### 3.6.3 Wnioski

Na podstawie doniesień literaturowych oraz analizy wyników z przeprowadzonych badań doświadczalnych sformułowano następujące wnioski:

- prowadzony styl życia nie ma wpływu na parametry czasowo-przestrzenne chodu u osób młodych,
- dla badanej grupy dorosłych młodych, bez względu na prowadzony styl życia, nie odnotowano istotnych statystycznie zmian w parametrach czasowo-przestrzennych chodu w ciągu upływu roku,
- zgodnie z przeglądem literatury, u osób starszych zmniejszona prędkość chodu, długość kroku, czas kroku i czas wymachu oraz zwiększona częstotliwość stawiania kroków mogą być związane z niższym poziomem aktywności fizycznej.

### **3.7 Gęstość mineralna kości a sedentarny styl życia**

Masa mineralna kości jest kluczowym czynnikiem determinującym ryzyko złamań, a jej maksymalizacja w dzieciństwie i okresie dojrzewania może znacząco zmniejszyć ryzyko urazów zarówno w młodości, jak i w późniejszym okresie życia [230]. Choć ponad 60% szczytowej masy kostnej (ilości kości obecnej w szkielecie pod koniec dojrzewania) jest determinowana genetycznie [34], pozostała część zależy od modyfikowalnych czynników tj.: dieta (zawierająca odpowiednią ilość produktów mlecznych jako naturalnych źródeł wapnia i białka) [80, 111], poziom witaminy D [170], stosowanie używek (palenie tytoniu, picie alkoholu) [144], a także stylu życia i poziomu aktywności fizycznej [44].

Od dawna wiadomo, że długotrwała bezczynność, taka jak odpoczynek w łóżku [305] czy przebywanie w warunkach zmniejszonej grawitacji (np. w czasie misji kosmicznych) [249], ma istotny wpływ na układ kostny oraz równowagę mineralną w organizmie. Po zaledwie kilku tygodniach w bezczynności może dojść do osłabienia kości, która może być nawet równoważna z utratą masy kostnej obserwowaną w ciągu dekady normalnego starzenia się [189]. Przebywanie w takich warunkach może doprowadzić do resorpcji kości [305], a także do zmniejszonej stymulacji procesu remodelingu kości spowodowanej brakiem obciążeń mechanicznych [231].

Chociaż wpływ długich okresów zmniejszonego obciążenia wynikającego z przymusowego leżenia w łóżku czy przebywania w kosmosie w stanie nieważkości dla większości społeczeństwa jest mało istotne, to już stan bezczynności wynikający z sedentarnego stylu życia zdaje się dotyczyć coraz większej części populacji. Dane literaturowe wskazują na różne skutki sedentarnego stylu życia oraz poziomu aktywności fizycznej na gęstość mineralną kości (ang. BMD – bone mineral density). Badania przeprowadzone na nastolatkach sugerują, że istnieje negatywny związek między gęstością mineralną kości a czasem spędzonym na siedzącym trybie życia, tj. oglądanie telewizji czy spędzanie czasu przed komputerem [46, 97, 275]. W badaniach Kim i in. [133] bazujących na danych z Koreańskiego Narodowego Badania Zdrowia i Odżywiania (NHANES - National Health and Nutrition Examination Survey) stwierdzono, że poziom aktywności powyżej umiarkowanej (MVPA) pozytywnie koreluje z BMD stawu biodrowego u mężczyzn. Jednak nie wykazano związku między intensywnością aktywności fizycznej a BMD kości udowej u kobiet. Wnioski te potwierdzono w pracy Chastin i in. [45], gdzie stwierdzono, że większość czasu spędzonego na zachowaniach sedentarnych jest negatywnie związana z BMD kości udowej u kobiet, pomimo wprowadzenia umiarkowanej aktywności fizycznej w pozostałej

części dnia. Co ciekawe w pracy tej nie wykazano związku między siedzącym trybem życia a BMD kręgosłupa, co sugeruje, że wpływ zwiększonej ilości sedentarnych zachowań na BMD kości udowej wynika raczej z pozycji siedzącej niż z braku aktywności fizycznej. W pozycji siedzącej mięśnie czworogłowe oraz ścięgna podkolanowe są rzadko aktywowane, natomiast obciążenia kręgosłupa lędźwiowego i struktur mięśniowych są zwiększone [38, 301]. W związku z tym możliwe jest, że związek między zachowaniami sedentarnymi a gęstością mineralną kości biodra może wynikać z braku napięcia osteogennego i braku obciążenia kości udowej podczas siedzenia [224]. W przeglądzie literaturowym dotyczącym ilości czasu spędzanego w pozycji siedzącej a gęstością kości u osób starszych wyniki różniły się w zależności od płci. U kobiet cztery badania wykazały istotny związek między siedzącym stylem życia a BMD, dwa wykazały istotny negatywny związek. Natomiast w pięciu pracach, w których badano zarówno mężczyzn, jak i kobiety, w grupie mężczyzn wykazano ujemny związek lub jego brak pomiędzy ilością sedentarnych zachowań a BMD szyjki kości udowej, miednicy, całego ciała, kręgosłupa oraz kończyn dolnych [168].

Pomimo rozbieżnych informacji w literaturze dotyczących wpływu sedentarnego stylu życia na BMD, wprowadzenie do codzienności odpowiedniego poziomu aktywności fizycznej może zmniejszyć prawdopodobieństwo rozwoju osteoporozy w późniejszych etapach życia [100, 210, 230]. Obecne wytyczne American College of Sports Medicine dotyczące zdrowia kości dla dzieci i młodzieży zalecają regularne ćwiczenia oporowe oraz podejmowanie aktywności fizycznej przynajmniej trzy razy w tygodniu, przez łączny czas od 10 do 20 minut dziennie. W celu utrzymania prawidłowej gęstości kości w życiu dorosłym, rekomendowane jest wykonywanie ćwiczeń wytrzymałościowych od trzech do pięciu razy w tygodniu oraz trening oporowy dwa do trzech razy w tygodniu, co łącznie powinno dawać od 30 do 60 minut codziennej aktywności fizycznej [134]. Wśród aktywności pozytywnie wpływających na wzrost BMD wymienia się: gimnastykę, jogging, wchodzenie po schodach czy sporty wymagające skakania tj. siatkówka i koszykówka [134]. Programy ćwiczeń opierające się jedynie na chodzeniu przynosiły różne efekty w zakresie zachowania masy kostnej. W pracach Di i in. [156] oraz Martyn-St James i Carroll [164], wykazano, iż chodzenie stosowane jako jedyna aktywność ruchowa nie ma znaczącego wpływu na BMD kręgosłupa lędźwiowego, natomiast może mieć pozytywny wpływ na BMD kości udowej. Brak zmian w obrębie kręgosłupa nie jest zaskakujące, ponieważ chodzenie nie wytwarza intensywnych sił obciążających ani nie stanowi szczególnego bodźca dla wzrostu gęstości mineralnej kości kręgosłupa. Jednak zgodnie z wynikami przedstawionym przez Krall i in. [137] oraz Lan i in. [142] kluczowymi czynnikami decydującymi o efektywności treningu opartego na

chodzeniu wydają się być jego regularność oraz odpowiednia intensywność. Długotrwały szybki marsz jest skutecznym sposobem na poprawę lub spowolnienie trendu spadkowego BMD w szczególności u kobiet przed menopauzą. Aby zapobiec utracie masy kostnej, zaleca się energiczne spacerowanie przez 30 minut dziennie, co najmniej 3 razy w tygodniu [289].

Styl życia oraz poziom aktywności fizycznej jest modyfikowalnym czynnikiem ryzyka dla zdrowia kości osób w każdym wieku. Skrócenie czasu spędzanego w pozycji siedzącej może pozytywnie wpłynąć na gęstość mineralną kości w szczególności szyjki kości udowej. Podejmowanie aktywności fizycznej może stać się nefarmologicznym narzędziem do zapobiegania i leczenia osteoporozy, jednak dobór odpowiedniej aktywności może mieć znaczenie. Należy zaznaczyć, że nie każda aktywność fizyczna wykazuje pozytywny wpływ na BMD, przykładami takich sportów są pływanie oraz jazda na rowerze [1].

Celem niniejszej części pracy było ilościowe określenie gęstości mineralnej kości kręgosłupa lędźwiowego oraz szyjki kości udowej u osób badanych z uwzględnieniem prowadzonego przez nich stylu życia, a także określenie wpływu czasu (jednego roku) na stan układu kostnego.



### **3.7.1 Metodyka badań doświadczalnych**

Badania gęstości kości (badania densytometryczne) zostały przeprowadzone w Centrum Badania i Wdrażania Strategii Wspierających Zdrowe Starzenie (RIDage) w Katowicach za pomocą aparatu Lunar iDXA, seria Lunar Prodigy Advance. Densytometrię wykonano z zastosowaniem techniki absorpcjometrii podwójnej energii promieniowania rentgenowskiego (DEXA, Dual-Energy X-ray Absorptiometry), która uważana jest za złoty standard w ocenie mineralnej gęstości kości. DEXA jest wszechstronnym narzędziem diagnostycznym w szczególności ze względu na niski poziom ekspozycji na promieniowanie jonizujące, wysoką precyzję oraz szybkość badania.

Zarówno w pierwszej (P01) oraz drugiej turze badań densytometrycznych (P02) udział wzięło 39 osób (18 SSŻ, 19 ASŻ). Przed przystąpieniem do badań wszyscy zainteresowani zostali poinformowani o konieczności unikania suplementowania wapnia, a także braku możliwości wykonania badania, jeżeli w ciągu ostatnich 3-5 dni brali udział w badaniach wymagających zastosowania środka kontrastowego (np. tomografii komputerowej z kontrastem). W celu uniknięcia zakłóceń osoby badane zostały poproszone o przybycie na badania w wygodnych ubraniach pozbawionych metalowych elementów (tj. metalowych zamków czy guzików).

Badanie densytometryczne poprzedzone było pomiarem wzrostu i masy ciała. Następnie osoby badane zostały ułożone na plecach na stole diagnostycznym, nad którym znajdowało się ramię aparatu (Rys. 3.27). Pozycja pacjenta była kontrolowana przez operatora aparatu, a detektor rejestrował ilość promieniowania rentgenowskiego przechodzącego przez tkanki o różnej gęstości. W trakcie pomiarów zadaniem osób badanych było nieruchome leżenie. Badanie densytometryczne kręgosłupa oraz szyjki udowej trwało kilkanaście minut.



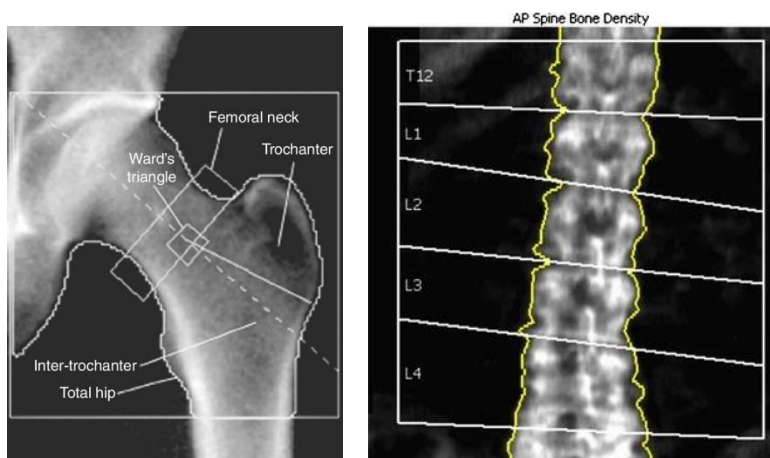
Rys. 3.27 Przykład pomiaru gęstości kości (densytometrii).

Na podstawie przeprowadzonych badań wyznaczono następujące parametry [62, 250]:

- BMD (ang. Bone mineral density) [ $\text{g}/\text{cm}^2$ ] – gęstość mineralna kości definiowana jako iloraz zawartości minerałów kostnych (BMC – ang. bone mineral content) [g] do powierzchni pomiaru [ $\text{cm}^2$ ],
- wskaźnik T-score – liczba odchyłeń standardowych pomiaru danej osoby od szczytowej wartości gęstości mineralnej kości u młodych, zdrowych dorosłych tej samej płci,
- wskaźnik Z-score – liczba odchyłeń standardowych pomiaru danej osoby w porównaniu do wyników populacji rówieśników.

Gęstość mineralną kości oraz wskaźniki T-score oraz Z-score określono dla charakterystycznych fragmentów kości udowej oraz odcinka lędźwiowego kręgosłupa (Rys. 3.28), tj.:

- kość udowa:
  - szyjka kości udowej (ang. femoral neck),
  - obszar Ward'a (ang. Ward's triangle),
  - krętarz (ang. trochanter),
  - trzon,
  - cały bliższy koniec kości udowej (ang. total hip),
- odcinek lędźwiowy kręgosłupa:
  - kręgi L1,
  - kręgi L2,
  - kręgi L3,
  - kręgi L4.

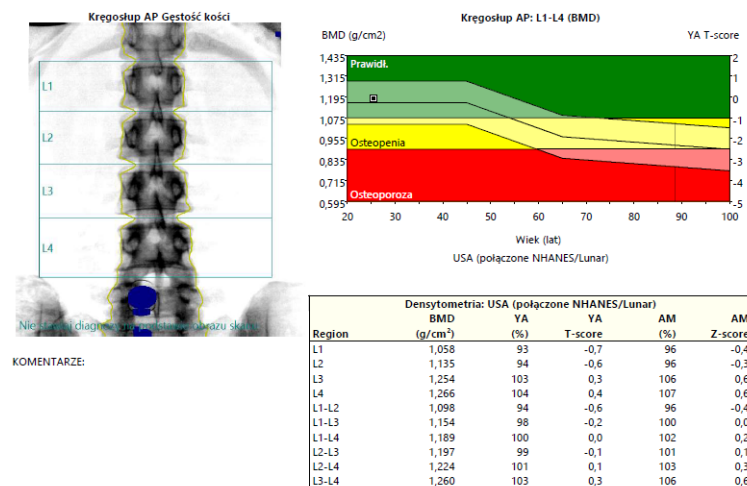


Rys. 3.28 Zdjęcie poglądowe przedstawiające analizowane w badaniach densytometrycznych obszary charakterystyczne dla a) bliższego końca kości udowej [226], b) odc. lędźwiowego kręgosłupa [49].

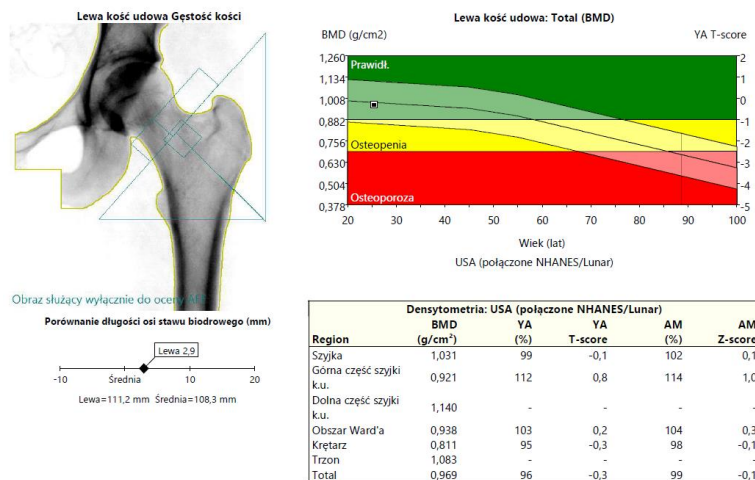
Według Światowej Organizacji Zdrowia wyznaczone w ramach badań densytometrycznych wskaźniki należy interpretować w następujący sposób [68]:

- T-score:
  - norma  $T\text{-score} \geq -1,0$
  - osteopenia  $-2,5 < T\text{-score} < -1,0$
  - osteoporoza  $T\text{-score} \leq -2,5$
  - zaawansowana osteoporoza  $T\text{-score} \leq -2,5$  + jedno lub więcej złamań
- Z-score:
  - norma  $Z\text{-score} > -2,0$
  - wynik poniżej normy  $Z\text{-score} \leq -2,0$ .

Przykładowe raporty z badania densytometrycznego przedstawiono na Rys. 3.29 oraz Rys. 3.30.



Rys. 3.29 Przykładowy protokół badania densytometrycznego odcinka lędźwiowego kręgosłupa.



Rys. 3.30 Przykładowy protokół badania densytometrycznego szyjki kości udowej.

### 3.7.2 Wyniki i dyskusja

W tabelach 3.19-3.20 przedstawiono odpowiednio wyniki z badań densytometrycznych szyjki kości udowej oraz odcinka lędźwiowego kręgosłupa z uwzględnieniem podziału na grupy SSŻ oraz ASŻ. Dla żadnego analizowanego parametru nie dostrzeżono różnic istotnie statystycznych pomiędzy grupą osób prowadzących siedzący tryb życia a grupą osób mało aktywnych lub aktywnych, co oznacza, że aktywność fizyczna wynikająca wyłącznie ze zwiększonej ilości kroków nie wpływa na zmianę gęstości kości w badanej grupie młodych dorosłych. W niniejszej pracy brano pod uwagę sumaryczną dzienną ilość kroków, natomiast nie analizowano jej pod kątem skumulowanego treningu oraz intensywności. Lan i in. [142] wskazują, iż na gęstość mineralną kości wpływa przede wszystkim szybki i dynamiczny chód, objętość aktywności fizycznej (wyrażona poprzez iloraz częstotliwości oraz czasu trwania treningu) oraz długofalowy czas podejmowania aktywności. Wpływ aktywności na gęstość kości zaobserwowano dopiero u osób regularnie uczestniczących w energicznych spacerach, trwających co najmniej 30 minut dziennie, trzy lub więcej razy w tygodniu, przy łącznej objętości przekraczającej 16. Dodatkowo należy zaznaczyć, iż zmiany w strukturze kości spowodowane regularnym marszem mogą stać się widoczne dopiero po upływie dwóch lat [142], co może oznaczać, iż analizowany w niniejszej pracy okres roku był okresem zbyt krótkim, żeby wykazać wpływ poziomu aktywności na gęstość mineralną kości.

Jednak jako kolejny ważny czynnik wpływający na gęstość mineralną kości wymienia się wpływający czas i starzenie. W niniejszej pracy poddano analizie wyniki gęstości kości z pomiaru P01 oraz pomiaru wykonanego po roku czasu (P02) – Tabele 3.21-3.22. Różnice istotne statystycznie zaobserwowano w przypadku BMD trzonu kości udowej (dla grupy SSŻ oraz ASŻ), obszaru Warda i wyznaczonego dla niego wskaźnika T-score (grupa SSŻ) oraz BMD kręgu L4 i jego wskaźnika T-score, Z-score (grupa ASŻ). Zmiany zaobserwowane tylko w niektórych parametrach sugerują, że proces przebudowy kości nie przebiega jednorodnie i w tym samym tempie dla każdego elementu układu kostnego. Choć istotne zmiany zaobserwowano w obu grupach ASŻ oraz SSŻ, zaznaczyć należy, że były one niewielkie, co może wynikać z młodego wieku osób badanych. Warming i in. [281] potwierdzili, że tempo zmiany gęstości kości różni się w kolejnych okresach życia. U kobiet poniżej 50. roku życia nie odnotowano istotnych zmian w gęstości mineralnej kości w dystalnej części przedramienia i całym ciele, jednak w ciągu 2 lat zaobserwowano statystycznie istotny spadek o mniej niż 1% w obrębie biodra i kręgosłupa lędźwiowego. W wieku od 50 do 59 lat obserwuje się przyspieszoną utratę BMD we wszystkich miejscach. W późniejszym okresie życia tempo

utrąty BMD spowalnia, a w kręgosłupie lędźwiowym i całym ciele może nawet dochodzić do wzrostu gęstości mineralnej kości. Natomiast u mężczyzn poniżej 50. roku życia zaobserwowano niewielką, choć istotną statystycznie, utratę masy kostnej w stawie biodrowym ( $< 1\%$ ). W kręgosłupie lędźwiowym i całym ciele nie odnotowano znaczących zmian w BMD w pierwszych trzech dekadach życia, jednak w późniejszych latach, co zaskakujące, zaobserwowano wzrost BMD.

Tabela 3.19 Statystyki opisowe parametrów densytometrycznych szyjki kości udowej: BMD – gęstość mineralna kości, wartość wskaźnika T-score oraz Z-score. Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny, \* – dane istotne statystycznie (p<0,05).

Seria	Parametr	SSŻ							ASŻ							Test t- studenta lub UMW
		N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	
P01	BMD SZYJKA [g/cm <sup>2</sup> ]	16	1.02	0.11	0.88	1.24	1.04	0.21	17.00	1.03	0.15	0.76	1.38	1.00	0.03	0.89
P02	BMD SZYJKA [g/cm <sup>2</sup> ]	16	1.02	0.11	0.86	1.23	1.03	0.26	17.00	1.01	0.12	0.75	1.30	1.00	0.39	0.88
P01	BMD O. WARDA [g/cm <sup>2</sup> ]	16	0.92	0.14	0.65	1.15	0.93	0.93	17.00	0.86	0.16	0.59	1.19	0.86	0.87	0.27
P02	BMD O. WARDA [g/cm <sup>2</sup> ]	16	0.90	0.13	0.65	1.09	0.90	0.55	17.00	0.86	0.17	0.57	1.24	0.90	0.88	0.37
P01	BMD KRĘTARZ [g/cm <sup>2</sup> ]	16	0.82	0.10	0.63	0.96	0.81	0.77	17.00	0.84	0.11	0.64	1.02	0.86	0.58	0.49
P02	BMD KRĘTARZ [g/cm <sup>2</sup> ]	16	0.82	0.10	0.63	0.95	0.81	0.30	17.00	0.84	0.10	0.64	0.99	0.88	0.14	0.54
P01	BMD TRZON [g/cm <sup>2</sup> ]	16	1.22	0.13	1.04	1.47	1.24	0.37	17.00	1.26	0.14	0.92	1.44	1.32	0.07	0.41
P02	BMD TRZON [g/cm <sup>2</sup> ]	16	1.20	0.12	1.03	1.42	1.21	0.30	17.00	1.25	0.14	0.93	1.41	1.31	0.07	0.32
P01	BMD TOTAL [g/cm <sup>2</sup> ]	16	1.03	0.10	0.88	1.20	1.05	0.15	17.00	1.05	0.12	0.78	1.22	1.11	0.03	0.28
P02	BMD TOTAL [g/cm <sup>2</sup> ]	16	1.02	0.10	0.89	1.16	1.02	0.10	17.00	1.04	0.11	0.79	1.19	1.10	0.01	0.55
P01	T-SCORE SZYJKA	16	-0.14	0.78	-1.20	1.40	-0.05	0.25	17.00	-0.09	1.09	-2.00	2.40	-0.30	0.02	0.97
P02	T-SCORE SZYJKA	16	-0.16	0.76	-1.30	1.30	-0.10	0.23	17.00	-0.20	0.87	-2.10	1.90	-0.20	0.41	0.88
P01	T-SCORE O. WARDA	16	0.09	1.09	-2.00	1.80	0.15	0.93	17.00	-0.37	1.25	-2.50	2.20	-0.40	0.83	0.27
P02	T-SCORE O. WARDA	16	-0.04	1.03	-2.00	1.40	-0.15	0.52	17.00	-0.42	1.29	-2.60	2.50	-0.10	0.89	0.36
P01	T-SCORE KRĘTARZ	16	-0.29	0.85	-1.90	1.00	-0.35	0.76	17.00	-0.07	0.94	-1.80	1.50	0.10	0.58	0.49
P02	T-SCORE KRĘTARZ	16	-0.28	0.83	-1.90	0.90	-0.35	0.36	17.00	-0.10	0.90	-1.90	1.20	0.20	0.15	0.57
P01	T-SCORE TRZON	16	0.81	1.14	-1.00	3.00	0.85	0.42	17.00	0.58	1.27	-1.70	4.20	0.60	0.08	0.58
P02	T-SCORE TRZON	16	0.66	1.12	-1.40	3.00	0.80	0.29	17.00	0.56	1.17	-1.90	3.50	0.70	0.34	0.80
P01	T-SCORE TRZON	16	0.16	0.83	-1.00	1.60	0.30	0.16	17.00	0.36	0.94	-1.80	1.70	0.80	0.02	0.29
P02	T-SCORE TRZON	16	0.09	0.79	-1.00	1.20	0.05	0.10	17.00	0.29	0.89	-1.70	1.40	0.70	0.01	0.53
P01	Z-SCORE SZYJKA	16	-0.18	0.80	-1.80	1.50	0.10	0.60	17.00	0.01	0.99	-2.30	2.00	0.00	0.08	0.57
P02	Z-SCORE SZYJKA	16	-0.19	0.77	-1.80	1.40	-0.10	0.83	17.00	-0.09	0.77	-2.00	1.40	0.00	0.34	0.71
P01	Z-SCORE O. WARDA	16	-0.13	1.02	-2.30	1.70	-0.20	0.93	17.00	-0.32	1.00	-3.00	1.50	-0.50	0.24	0.58
P02	Z-SCORE O. WARDA	16	-0.21	0.94	-2.30	1.40	-0.45	0.80	17.00	-0.35	1.05	-3.00	1.90	-0.30	0.41	0.69
P01	Z-SCORE KRĘTARZ	16	-0.48	0.99	-2.30	1.10	-0.60	0.86	17.00	-0.25	0.95	-2.80	0.80	0.10	0.01	0.46
P02	Z-SCORE KRĘTARZ	16	-0.45	0.98	-2.30	1.00	-0.40	0.81	17.00	-0.27	0.93	-2.80	0.70	0.20	0.00	0.53
P01	Z-SCORE TRZON	16	0.52	1.09	-1.40	3.00	0.70	0.87	17.00	0.41	1.14	-1.90	2.90	0.50	0.99	0.78
P02	Z-SCORE TRZON	16	0.39	1.03	-1.50	2.80	0.35	0.83	17.00	0.43	1.02	-1.70	2.20	0.30	0.82	0.92
P01	Z-SCORE TOTAL	16	0.02	0.87	-1.50	1.70	0.05	0.94	17.00	0.20	0.84	-2.30	1.00	0.40	0.00	0.30
P02	Z-SCORE TOTAL	16	-0.02	0.82	-1.60	1.40	0.05	0.94	17.00	0.16	0.84	-2.20	1.00	0.40	0.01	0.32

Tabela 3.20 Statystyki opisowe parametrów densytometrycznych odcinka lędźwiowego kręgosłupa: BMD – gęstość mineralna kości, wartość wskaźnika T-score oraz Z-score. Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Seria	Parametr	SSŻ							ASŻ							Test t-studenta lub UMW
		N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	
P01	BMD L1 [g/cm <sup>2</sup> ]	14	1.08	0.11	0.89	1.24	1.10	0.39	14.00	1.11	0.10	0.87	1.31	1.09	0.28	0.43
P02	BMD L1 [g/cm <sup>2</sup> ]	14	1.09	0.11	0.89	1.25	1.08	0.61	14.00	1.13	0.11	0.87	1.30	1.13	0.68	0.45
P01	BMD L2 [g/cm <sup>2</sup> ]	18	1.18	0.13	0.96	1.50	1.17	0.82	18.00	1.22	0.13	0.93	1.42	1.22	0.77	0.42
P02	BMD L2 [g/cm <sup>2</sup> ]	18	1.20	0.15	0.95	1.60	1.19	0.17	18.00	1.22	0.14	0.86	1.40	1.23	0.11	0.71
P01	BMD L3 [g/cm <sup>2</sup> ]	18	1.25	0.12	1.05	1.53	1.24	0.98	18.00	1.31	0.14	0.96	1.57	1.34	0.41	0.24
P02	BMD L3 [g/cm <sup>2</sup> ]	18	1.28	0.15	1.07	1.66	1.25	0.49	18.00	1.29	0.14	0.96	1.53	1.33	0.09	0.82
P01	BMD L4 [g/cm <sup>2</sup> ]	18	1.22	0.12	1.05	1.50	1.21	0.62	18.00	1.26	0.13	0.95	1.48	1.30	0.06	0.33
P02	BMD L4 [g/cm <sup>2</sup> ]	18	1.23	0.15	1.01	1.49	1.19	0.24	18.00	1.29	0.14	0.97	1.49	1.35	0.06	0.25
P01	T-SCORE L1	14	-0.51	0.94	-2.10	0.80	-0.35	0.41	14.00	-0.28	0.82	-2.20	1.40	-0.40	0.23	0.50
P02	T-SCORE L1	14	-0.38	0.90	-2.00	0.90	-0.55	0.58	14.00	-0.12	0.93	-2.20	1.30	-0.10	0.60	0.46
P01	T-SCORE L2	18	-0.24	1.11	-2.00	2.40	-0.30	0.78	18.00	-0.02	0.99	-2.30	1.80	0.10	0.76	0.54
P02	T-SCORE L2	18	-0.09	1.26	-2.20	3.20	-0.15	0.18	18.00	0.06	1.13	-2.90	1.60	0.20	0.11	0.71
P01	T-SCORE L3	18	0.29	0.99	-1.40	2.50	0.20	0.98	18.00	0.69	1.11	-2.10	2.80	0.95	0.28	0.26
P02	T-SCORE L3	18	0.53	1.19	-1.20	3.50	0.30	0.54	18.00	0.62	1.10	-2.00	2.50	0.90	0.09	0.82
P01	T-SCORE L4	18	0.03	0.94	-1.30	2.20	0.00	0.55	18.00	0.34	1.02	-2.10	2.00	0.60	0.04	0.14
P02	T-SCORE L4	18	0.10	1.14	-1.60	2.10	-0.25	0.21	18.00	0.54	1.11	-1.90	2.10	0.95	0.08	0.24
P01	Z-SCORE L1	14	-0.39	0.98	-2.30	1.10	-0.35	0.91	14.00	-0.24	0.92	-2.60	1.50	-0.30	0.10	0.68
P02	Z-SCORE L1	14	-0.24	0.86	-1.50	1.10	-0.30	0.46	14.00	-0.06	0.97	-2.50	1.40	0.00	0.22	0.61
P01	Z-SCORE L2	18	-0.19	1.17	-2.50	2.60	-0.10	0.93	18.00	-0.03	1.01	-1.90	1.90	0.05	0.77	0.66
P02	Z-SCORE L2	18	-0.04	1.13	-1.70	2.80	-0.10	0.02	18.00	0.06	1.07	-2.20	2.20	0.20	0.31	0.33
P01	Z-SCORE L3	18	0.34	1.01	-1.50	2.70	0.40	0.94	18.00	0.69	1.24	-2.50	3.80	0.60	0.06	0.36
P02	Z-SCORE L3	18	0.59	1.05	-0.90	3.10	0.40	0.15	18.00	0.62	1.22	-2.50	3.50	0.70	0.11	0.94
P01	Z-SCORE L4	18	0.08	0.90	-1.40	2.40	0.05	0.33	18.00	0.33	1.01	-2.50	1.80	0.35	0.08	0.43
P02	Z-SCORE L4	18	0.17	1.15	-1.30	2.30	0.05	0.23	18.00	0.55	1.16	-2.40	2.80	0.55	0.17	0.33

Tabela 3.21 Poziom istotności (p) testów statystycznych dla prób zależnych porównujących wyniki parametrów densytometrycznych dla szyjki kości udowej z serii pomiarowej P01 i P02. Oznaczenia: kolor czerwony, \* – dane istotne statystycznie (p<0,05).

Parametr	Poziom istotności p	
	SSŻ	ASŻ
BMD SZYJKA [g/cm <sup>2</sup> ]	0.51	0.67
BMD O. WARDA [g/cm <sup>2</sup> ]	0.03*	0.41
BMD KRĘTARZ [g/cm <sup>2</sup> ]	0.96	0.47
BMD TRZON [g/cm <sup>2</sup> ]	0.05*	0.03*
BMD TOTAL [g/cm <sup>2</sup> ]	0.23	0.08
T-SCORE SZYJKA	0.67	0.72
T-SCORE O. WARDA	0.03*	0.34
T-SCORE KRĘTARZ	0.86	0.48
T-SCORE TRZON	0.08	0.83
T-SCORE TRZON	0.19	0.05
Z-SCORE SZ-YJKA	0.80	0.42
Z-SCORE O. WARDA	0.15	0.63
Z-SCORE KRĘTARZ	0.64	0.92
Z-SCORE TRZON	0.12	0.83
Z-SCORE TOTAL	0.37	0.38

Tabela 3.22 Poziom istotności (p) testów statystycznych dla prób zależnych porównujących wyniki parametrów densytometrycznych dla lędźwiowego odcinka kręgosłupa z serii pomiarowej P01 i P02. Oznaczenia: kolor czerwony, \* – dane istotne statystycznie (p<0,05).

Parametr	Poziom istotności p	
	SSŻ	ASŻ
BMD L1 [g/cm <sup>2</sup> ]	0.26	0.52
BMD L2 [g/cm <sup>2</sup> ]	0.48	0.99
BMD L3 [g/cm <sup>2</sup> ]	0.15	0.13
BMD L4 [g/cm <sup>2</sup> ]	0.48	0.05*
T-SCORE L1	0.24	0.39
T-SCORE L2	0.49	0.51
T-SCORE L3	0.15	0.25
T-SCORE L4	0.58	0.00*
Z-SCORE L1	0.18	0.33
Z-SCORE L2	0.76	0.47
Z-SCORE L3	0.14	0.24
Z-SCORE L4	0.49	0.04*

### 3.7.3 Wnioski

Na podstawie przeglądu literaturowego oraz wyników przeprowadzonych badań sformułowano następujące wnioski:

- nie zaobserwowano istotnych różnic gęstości kości pomiędzy grupą osób prowadzących siedzący tryb życia a grupą prowadzących mało aktywny lub aktywny styl życia, co sugeruje, że zwiększona liczba kroków w ciągu roku nie wpływa na zmianę gęstości kości,
- proces przebudowy kości nie przebiega jednorodnie i w tym samym tempie dla każdego elementu układu kostnego,
- w ciągu roku może dojść do niewielkich, lecz istotnych statystycznie, zmian BMD kości udowej u osób prowadzących sedentarny styl życia.



### **3.8 Siła ścisku dłoni a sedentarny styl życia**

Siła ścisku dłoni, zwana także siłą chwytu, jest istotnym wskaźnikiem ogólnej siły mięśniowej oraz zdrowia funkcjonalnego ciała [255, 272]. Siłę chwytu można określić ilościowo wykorzystując do tego dynamometr, a jej wartość przedstawić w kilogramach, funtach lub niutonach [165]. Pomiar siły ścisku są popularną formą testowania zdolności siłowych, zarówno w sporcie, jak i w celach klinicznych oraz naukowych [103]. W długoterminowych badaniach epidemiologicznych wykazano, że siła ścisku dłoni może być czynnikiem prognostycznym ryzyka śmiertelności z powodu chorób układu sercowo-naczyniowego oraz raka u mężczyzn [88]. Prawidłowa siła chwytu związana jest również z odpowiednią gęstością mineralną kości u kobiet po menopauzie [127] czy sarkopenią (stanem charakteryzującym się utratą masy mięśni szkieletowych oraz ich funkcji) [272]. Wykazano, że niska siła ścisku dłoni konsekwentnie wiąże się z większym prawdopodobieństwem rozwoju niepełnosprawności, zwiększonym ryzykiem powikłań lub wydłużonym czasem pobytu po hospitalizacji lub operacji, a w konsekwencji z obniżoną jakością życia [33, 272].

W literaturze dostępne są normatywne wartości siły ścisku dłoni z różnych krajów [7, 101], należy jednak zaznaczyć, iż wyniki mogą różnić się w zależności od płci, wieku, czynników społeczno-demograficznych (tj. pochodzenie etniczne, status społeczno-ekonomiczny, wykształcenie oraz zatrudnienie), czy zachowań zdrowotnych (tj. aktywność fizyczna, sposób odżywiania, otyłość brzuszna) [272]. Jednak najczęściej analizowanymi czynnikami wpływającymi na siłę ścisku jest płeć oraz wiek. Analizy siły ścisku w zależności od płci wskazują, że mężczyźni mają większą siłę chwytu w każdej grupie wiekowej. Natomiast badania uwzględniające wiek ujawniają, że najwyższy poziom siły chwytu osiągniany jest w czwartej dekadzie życia, po czym następuje stopniowy spadek siły zarówno w grupie kobiet jak i mężczyzn [7, 165].

Oczywiście, na niektóre z wcześniej wymienionych czynników, tj.: wiek czy pochodzenie etniczne, nie mamy wpływu. Niemniej jednak, nasze świadome wybory dotyczące stylu życia oraz poziomu aktywności fizycznej mogą znacząco wpływać na poziom siły mięśniowej. Lee i in. [147] wykazali, że siła ścisku dłoni jest odwrotnie skorelowana z sedentarnym stylem życia, niezależnie od wieku. W badaniach Fathima i in. [81] grupa aktywna wykazała istotnie statystycznie wyższą siłę chwytu w porównaniu z grupą prowadzącą siedzący tryb życia. Bann i in. [18] związek między większą ilością aktywności fizycznej o lekkim natężeniu a wzrostem siły chwytu zauważyli jedynie w grupie mężczyzn, gdzie przyrost o 1 godzinę intensywnej aktywności fizycznej był związany z wyższą siłą chwytu

o ok. 6kg (~19%). Brak wpływu aktywności na siłę ścisku u kobiet może być spowodowany tym, że mężczyźni częściej niż kobiety brali udział w aktywnościach, które korzystnie wpływały na siłę mięśni kończyn górnych. Jednak ze względu na siedzący tryb grupy mało prawdopodobne, że były to ćwiczenia oporowe, raczej zajęcia domowe i rekreacyjne, które skutkowały obciążeniem mięśni [18]. Natomiast w pracy Ahn i in. [3] wykazano, iż u kobiet nieaktywnych ryzyko niskiej siły chwytu było o 47% wyższe w porównaniu z kobietami bardzo aktywnymi.

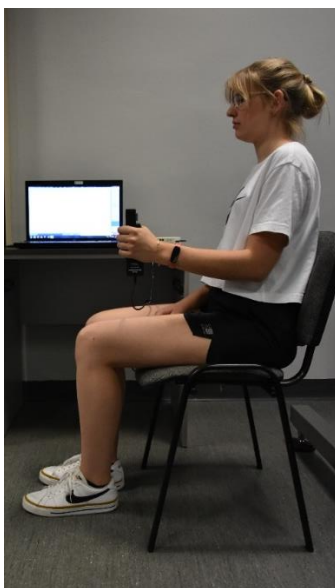
Dodatkowo brak aktywności fizycznej wielokrotnie został związany z pojawianiem się sarkopenii [4, 78, 201], a Steffl i in. [252] w swoim przeglądzie literatury wskazali, że regularna aktywność fizyczna jest kluczowym elementem w zapobieganiu sarkopenii oraz wspieraniu zdrowego starzenia się. Do form aktywności fizycznej, które mają pozytywny wpływ na utrzymanie masy mięśniowej, zalicza się zarówno aktywność zawodową, jak i aerobowe ćwiczenia sportowe oraz treningi wzmacniające mięśnie (treningi oporowe). Kim i in. [132] oraz Ahn i in. [3] do tego zestawu form aktywności fizycznej dodają również pozytywny wpływ chodzenia, który przede wszystkim przyczynia się do utrzymania zdrowia mięśniowego oraz ogólnej kondycji fizycznej.

Pozytywny wpływ aktywnego stylu życia obserwowany jest na każdym etapie rozwoju. Siła mięśniowa może być utrzymywana przez wiele lat, co oznacza, że osoby z większą siłą chwytu we wcześniejszych latach, mają większe prawdopodobieństwo zachowania wyższej siły także w późniejszych okresach w porównaniu do rówieśników o słabszym chwycie [221]. Obserwacja ta podkreśla znaczenie regularnej aktywności fizycznej jako inwestycji w zdrowie i sprawność w starszym wieku.

Celem niniejszej części pracy było określenie wpływu stylu życia na siłę ścisku dłoni, a także określenie wpływu upływu roku na jej poziom w grupie młodych dorosłych.

### **3.8.1 Metodyka badań doświadczalnych**

Oceny siły ścisku dokonano przy użyciu dynamometru ręcznego firmy Noraxon. Pomiary zostały przeprowadzone zgodnie z rekomendacjami American Society of Hand Therapy, czyli w pozycji siedzącej ze stawem łokciowym zgiętym pod kątem 90° (Rys. 3.31). Zadaniem osoby badanej było trzykrotne ściśnięcie dynamometru z maksymalną siłą. Pomiar siły został przeprowadzony zarówno dla prawej i lewej dłoni. Dalszym analizom poddano maksymalną wartość siły wyznaczoną z trzech prób dla lewej (oznaczenie: MAX\_L) oraz dla prawej (oznaczenie: MAX\_P) dłoni.



Rys. 3.31 Przykład pomiaru siły ścisku.

### **3.8.2 Wyniki i dyskusja**

W Tabeli 3.23 przedstawiono wyniki siły ścisku dłoni z uwzględnieniem grupy prowadzącej siedzący oraz mało aktywny lub aktywny tryb życia. Wyższe średnie wartości siły ścisku prawej oraz lewej dłoni zanotowano w grupie SSŻ zarówno podczas pierwszego (P01) oraz drugiego (P02) pomiaru. Jednak różnice pomiędzy grupami były nieistotne statystycznie. W badaniach Bann i in. [18] również nie stwierdzono jednoznacznego wpływu siedzącego trybu życia na siłę chwytu dłoni, zwłaszcza u kobiet. Choć u mężczyzn większa ilość aktywności o lekkim natężeniu była pozytywnie związana ze wzrostem siły chwytu, u kobiet takie zależności nie zostały potwierdzone. Różnice te mogą wynikać z różnych aktywności fizycznych, które preferują obie płcie, oraz ich wpływu na mięśnie kończyn górnych. Autorzy sugerują również, że mniej wyraźny wzorzec związku między siedzącym trybem życia a siłą mięśni może zależeć od dodatkowych czynników, takich jak czas i rodzaj siedzących aktywności oraz zdrowie metaboliczne [18].

Jednak analizując zmiany siły chwytu dłoni w okresie rocznym (Tabela 3.24), można zauważyć, że podejmowanie regularnej aktywności fizycznej, takiej jak chód, może sprzyjać poprawie zdolności siłowych. W grupie ASŻ odnotowano wyraźny wzrost siły ścisku – średnio o 10% zarówno dla prawej jak i lewej dłoni, co sugeruje, że umiarkowana aktywność może korzystnie wpływać na siłę mięśniową. Wzrost o około 10% w ciągu roku jest znaczącym wskaźnikiem, zwłaszcza w kontekście przeciwdziałania zjawiskom osłabienia mięśni związanego z wiekiem. Chód, jako codzienna forma ruchu, może stanowić skuteczne narzędzie wspierające utrzymanie siły mięśniowej oraz zdolności funkcjonalnych u osób w różnym wieku, co może mieć kluczowe znaczenie w profilaktyce sarkopenii i zachowaniu sprawności w późniejszych latach życia.

Tabela 3.23 Statystyki opisowe dot. pomiaru siły ścisku dłoni. Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Seria	Parametr	SSŻ							ASŻ							Test UMW	
		N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	p	
P01	Siła ścisku prawej dłoni [N]	19	388.63	143.90	151.00	636.00	336.00	0.31	25	345.20	141.44	142.00	737.00	310.00	0.04	0.22	
P02	Siła ścisku prawej dłoni [N]	19	402.79	132.80	240.00	621.00	352.00	0.01	25	378.36	146.34	138.00	726.00	333.00	0.10	0.42	
P01	Siła ścisku lewej dłoni [N]	19	370.16	132.10	141.00	625.00	348.00	0.57	25	312.88	114.27	161.00	562.00	288.00	0.03	0.14	
P02	Siła ścisku lewej dłoni [N]	19	369.79	109.61	226.00	573.00	338.00	0.07	25	346.08	123.46	182.00	596.00	315.00	0.02	0.41	

Tabela 3.24 Poziom istotności (p) testów statystycznych dla prób zależnych porównujących maksymalne wartości siły ścisku z serii pomiarowej P01 i P02. Oznaczenia: kolor czerwony, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Parametr	Poziom istotności p	
	SSŻ	ASŻ
Siła ścisku prawej dłoni [N]	0.60	0.04*
Siła ścisku lewej dłoni [N]	0.99	0.02*

### 3.8.3 Wnioski

Na podstawie wyników z przeprowadzonych badań doświadczalnych oraz przeglądu literatury stwierdzono, że:

- siła ścisku może się różnić w zależności od: wieku, płci, pochodzenia etnicznego oraz poziomu aktywności, jednak wielkość siły ścisku nie jest jednoznacznym wskaźnikiem pozwalającym na określenie trybu życia danej osoby,
- na siłę chwytu w szczególności wpływa aktywność fizyczna skoncentrowana na wzmacnianiu układu mięśniowego, w szczególności treningi oporowe,
- regularne podejmowanie aktywności fizycznej, takiej jak chód, może przyczyniać się do utrzymania zdrowia układu mięśniowego oraz poprawy ogólnej sprawności fizycznej.

### **3.9 Grubość wybranych mięśni a sedentarny styl życia**

W codziennym życiu mięśnie tułowia odgrywają kluczową rolę w zapewnieniu stabilności lędźwiowo-miedniczej, co jest niezbędne do prawidłowego wykonywania wielu czynności ruchowych i utrzymania prawidłowej postawy ciała. Według Bergmarka [28] mięśnie tułowia można podzielić na mięśnie lokalne oraz globalne. Do mięśni lokalnych zalicza się mięśnie głębokie i mięśnie, których przyczepy znajdują się bezpośrednio na kręgach lędźwiowych kręgosłupa. Przykładem mięśnia lokalnego jest mięsień wielodzielny, który odpowiada za wsparcie oraz kontrolę poszczególnych segmentów kręgow, a przede wszystkim pomaga w kształtowaniu i utrzymywaniu fizjologicznego wygięcia kręgosłupa w odcinku lędźwiowym [287]. Wśród mięśni brzucha do mięśni lokalnych, ze względu na swoje bezpośrednie połączenie z kręgami lędźwiowymi za pośrednictwem powięzi piersiowo-lędźwiowej, można zaliczyć mięsień poprzeczny brzucha. W kontekście stabilizacji lędźwiowo-miedniczej mięsień ten odpowiada za wytwarzanie ciśnienia wewnątrzbrzusznego, napięcie powięzi piersiowo-lędźwiowej oraz kompresję stawów krzyżowo-lędźwiowych [112]. Natomiast mięśniami globalnymi określa się mięśnie bardziej powierzchowne, które nie są przyczepione do kręgów lędźwiowych lecz do żeber, miednicy lub kończyn dolnych. Ich zadaniem jest kontrola orientacji kręgosłupa, równoważenie obciążenia zewnętrznego przyłożonego do tułowia a także przenoszenie obciążeń z klatki piersiowej na miednicę [28]. Przykładami mięśni globalnych jest mięsień prosty brzucha, mięśnie skośne brzucha oraz prostownik grzbietu. Prawidłowe funkcjonowanie układu ruchu wymaga integracji oraz odpowiedniej kontroli nerwowo-mięśniowej zarówno mięśni lokalnych, jak i globalnych.

Do oceny struktury, funkcji oraz aktywności mięśni lokalnych i globalnych coraz częściej wykorzystuje się ultrasonografię obrazową, która uznawana jest za wiarygodną i istotną technikę szeroko stosowaną przez fizjoterapeutów i naukowców [216]. Pomiar wykonywane przy użyciu ultrasonografii wykazują wysoką zbieżność z wynikami uzyskanymi za pomocą rezonansu magnetycznego, a także charakteryzują się dobrą korelacją z wynikami elektromiografii [151].

Potencjalnie istotna rola mięśni brzucha w stabilizacji odcinka lędźwiowego kręgosłupa stała się przedmiotem zainteresowania wielu badaczy, którzy postanowili dokładniej przeanalizować ich charakterystykę, zarówno u osób zdrowych, jak i u osób z dolegliwościami bólowymi dolnych partii kręgosłupa (LBP- ang. low back pain) [83, 150, 197, 219, 220]. Zmieniona aktywność mięśni bocznej ściany brzucha (LAM – ang. lateral abdominal muscles) może negatywnie wpływać na stabilność kręgosłupa, co prawdopodobnie przyczynia się do

rozwoju LBP. Jak wskazuje Hodges [114], zaburzenia w funkcjonowaniu tych mięśni mogą prowadzić do ich osłabienia, a z czasem powodować zmiany w ich grubości [83, 219]. Badania wykazały, że zarówno młodzież, jak i dorośli z LBP często prezentują atrofię oraz asymetrię mięśni LAM w porównaniu do osób zdrowych [197, 220]. Ponadto Linek i in. [152] sugeruje, że asymetria lub nierównowaga w mięśni skośnym wewnętrznym (IO) może prowadzić do mikrourazów w obrębie stawów międzykręgowych lub międzywyrostkowych, zwłaszcza u młodzieży z niskim poziomem aktywności fizycznej. Zjawisko to zostało również zaobserwowane u nastolatków uprawiających sport, gdzie asymetria IO była skorelowana z późniejszym występowaniem LBP [150]. Natomiast sam wpływ aktywności fizycznej oraz prowadzony styl życia na grubość mięśni brzucha wciąż nie został jednoznacznie określony. W grupie zawodowych graczy krykieta regularne treningi doprowadziły do zwiększenia grubości mięśni brzucha, takich jak mięsień poprzeczny brzucha i mięsień skośny wewnątrznie [112]. Jednak w pracy Linek i in. [151] nie stwierdzili istotnego wpływu podejmowania regularnej aktywności fizycznej na grubość mięśni brzucha u nastoletnich dziewczyn. Prawdopodobnie różnice we wnioskach wynikają z rodzaju i intensywności podejmowanej aktywności. Dodatkowo, grubość mięśni może być zależna od indywidualnych uwarunkowań, takich jak wiek, płeć czy wartość BMI [251]. Dlatego badania nad wpływem aktywności fizycznej czy prowadzonego stylu życia na grubość mięśni brzucha wymagają dalszych, bardziej szczegółowych analiz.

Jako cel niniejszej części pracy postawiono określenie wpływu prowadzonego stylu życia na grubość wybranych mięśni brzucha, grzbietu i ud.

### **3.9.1 Metodyka badań doświadczalnych**

Ocenę morfologiczną mięśni brzucha, grzbietu i uda przeprowadzono na podstawie badań ultrasonograficznych (USG) wykonanych ultrasonografem Aixplorer (wersja produktu 12.2.0, wersja oprogramowania 12.2.0.808, Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, Francja). Pomiarów były przeprowadzane przez wykwalifikowanego fizjoterapeutę, który na co dzień posługuje się aparatem ultrasonograficznym w swojej praktyce zawodowej. Pomiarów grubości mięśni dokonano dla:

- mięśni bocznej ściany brzucha (łac. lateral abdominal muscle (LAM)), tj.: mięśnia poprzecznego brzucha (łac. transversus abdominis (TrA)), mięśnia skośnego zewnętrznego (łac. external oblique OE)), mięśnia skośnego wewnętrznego (łac. internal oblique (OI)),
- mięśnia prostego brzucha (łac. rectus abdominis (RA)),
- mięśnia wielodzielnego (łac. multifidus muscle (M)),
- mięśnia prostego uda (łac. musculus rectus femoris (RF)),
- mięśnia obszernego pośredniego (łac. musculus vastus intermedius (VI)).

W trakcie badania dokonano również pomiarów grubości tkanki tłuszczowej na brzuchu oraz kończynach dolnych.

Przed przystąpieniem do pomiarów USG osoba badana była proszona o przyjęcie pozycji leżącej na plecach z kończynami dolnymi ugiętymi w kolanach pod kątem 90° oraz kończynami górnymi ułożonymi wzdłuż ciała. Pozycja leżąca na plecach pozwoliła na dokonanie pomiarów grubości mięśni brzucha. Natomiast pomiarów grubości mięśni kręgosłupa dokonano w pozycji leżącej na brzuchu z umieszczonym pod brzuchem miękkim wałkiem umożliwiającym lepsze obrazowanie wyrostków stawowych. Zadaniem osoby badanej było rozluźnienie się i naturalne oddychanie. W celu odpowiedniego przewodzenia fal ultradźwiękowych oraz poprawy jakości obrazu zastosowano niezbędną ilość hipoalergicznego żelu transdukcijnego. Punkty pomiarowe dla każdego mięśnia zostały starannie wyznaczone na podstawie orientacji anatomicznej. Dla każdego pomiaru przyjęto następujące lokalizacje:

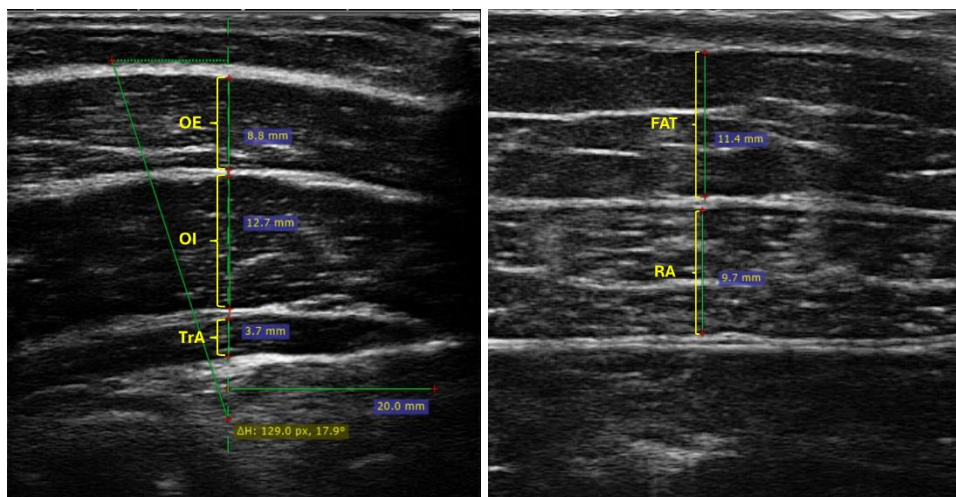
- mięśnie bocznej ściany brzucha – pomiaru dokonywano na podstawie wyznaczonej linii pionowej, oddalonej o 20 mm od powięzi (połączenia mięśniowo-ścięgnistego) mięśnia poprzecznego brzucha. Lokalizacja tej linii była konsekwentnie stosowana przy każdym kolejnym pomiarze grubości poszczególnych mięśni brzucha,



- mięsień prosty brzucha – pomiaru grubości dokonywano w linii środkowej ciała, zaraz powyżej pępka. Mięsień ten jest widoczny jako dwie struktury mięśniowe oddzielone kresą białą,
- mięsień wielodzielny – mierzono na wysokości segmentu L4-L5 odcinka lędźwiowego kręgosłupa,
- mięsień prosty uda, obszerny pośredni – pomiaru dokonano w odległości mierzonej od postawy rzepki stanowiącej 40% długości uda kończyny dolnej,
- tkanka tłuszczowa – pomiaru tkanki tłuszczowej dokonano w dwóch miejscach, pokrywających się z lokalizacją mięśnia prostego brzucha oraz mięśnia prostego uda.

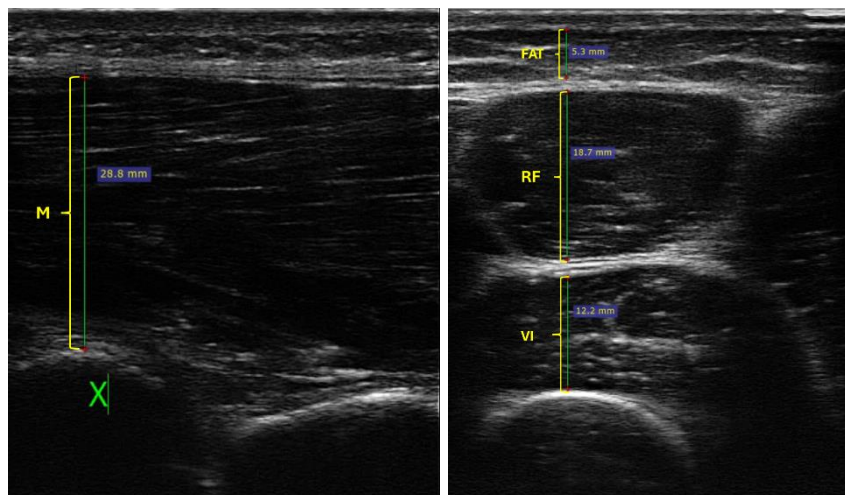
Pomiary grubości mięśnia prostego brzucha, mięśnia wielodzielnego, prostego uda, obszernego pośredniego oraz grubości tkanki tłuszczowej dokonano w najgrubszym miejscu na obrazie USG. Podczas badania głowica ultrasonograficzna emitująca fale ultradźwiękowe była delikatnie przesuwana po powierzchni skóry w celu uzyskania jak najlepszego obrazu mięśnia umożliwiającego pomiar jego grubości. Na obrazie ultrasonograficznym mięsień był widoczny jako struktura hipoechogeniczne (ciemniejsza). Grubość mięśnia zmierzono od wewnętrznej powierzchni powięzi górnej do wewnętrznej powierzchni powięzi dolnej. Każdy pomiar wykonano dwukrotnie zarówno dla prawej i lewej strony w sposób naprzemienny.

Przykładowe obrazy ultrasonograficzne wraz z pomiarami poszczególnych mięśni przedstawiono na Rys. 3.32 - Rys. 3.33.



Rys. 3.32 Procedura pomiaru ultrasonograficznego mięśni brzucha oraz tkanki tłuszczowej.





Rys. 3.33 Procedura pomiaru ultrasonograficznego mięśnia wielodzielnego, mięśni kończyn dolnych oraz tkanki tłuszczowej.

### 3.9.2 Wyniki i dyskusja

W Tabeli 3.25 przedstawiono wyniki pomiarów grubości analizowanych mięśni oraz grubości tkanki tłuszczowej w grupie osób SSŻ oraz ASŻ. Przeprowadzone analizy statystyczne nie wykazały istotnych różnic w grubości wybranych mięśni pomiędzy grupami SSŻ oraz ASŻ. Oznacza to, iż na podstawie grubości mięśni oraz poziomu tkanki tłuszczowej nie da się jednoznacznie określić prowadzonego stylu życia. Jednak analizując wyniki longitudinalnych pomiarów (Tabela 3.26) zanotowano, iż w ciągu roku doszło do istotnych zmian grubości niektórych mięśni. Zarówno w grupie SSŻ, jak i ASŻ, zarejestrowano wzrost grubości mięśnia TrA znajdującego się po lewej stronie, oraz zmniejszenie grubości mięśnia RF (prawa i lewa strona) oraz VI (tylko prawa strona). Natomiast w przypadku grupy ASŻ dodatkowo zaobserwowano istotny wzrost grubości mięśni OE\_P, TrA\_P, M\_L oraz wzrost tkanki tłuszczowej na brzuchu. Jak można zauważyć, w przypadku niektórych mięśni istotne zmiany pojawiły się wyłącznie po jednej stronie ciała, co może oznaczać, że układ mięśniowy asymetrycznie reaguje na specyficzne obciążenia lub wzorce ruchowe. Może to wynikać z preferencji strony dominującej, wykonywania jednostronnych czynności lub braku zrównoważonego treningu mięśniowego. W przypadku mięśni LAM największą asymetrię zaobserwowano dla mięśnia OI. Według Linek i in. [152] obecność różnic w grubościach mięśnia OI może zwiększyć prawdopodobieństwo wystąpienia LBP o co najmniej 2,4 razy. Przeprowadzona przez nich szczegółowa analiza wykazała również, że różnica w pomiarze grubości OI wynosząca ponad 1,25 mm może być czynnikiem predykcyjnym wystąpienia LBP w przyszłości. Autorzy podkreślają, że wyznaczony próg powinien być stosowany w populacji

nastolatków, jednak wskazują również na jego potencjalną wartość jako podstawy do dalszych badań naukowych. W niniejszej pracy różnice średnich grubości OI pomiędzy stronami podczas P01 wynosiły dla grupy SSŻ - 0.39 mm a dla grupy ASŻ - 0.69 mm, natomiast po roku dla grupy SSŻ – 0.53 mm, ASŻ – 0.50 mm. 35% wzrost asymetrii w grupie SSŻ może sugerować, że dalsze prowadzenie siedzącego trybu życia może w przyszłości skutkować występowaniem dolegliwości bólowych dolnych partii kręgosłupa. Rosnące różnice w grubości mięśni brzucha podczas stabilizacji tułowia mogą również powodować nierównowagę mięśniową, która następnie może prowadzić do powstawania mikrourazów w stawach lub krążkach międzykręgowych [151]. Hides i in. [112] zwracają dodatkowo uwagę, iż sezonowe zmiany w mięśniach tułowia związanych ze stabilnością lędźwiowo-miedniczną mogą mieć poważne konsekwencje w postaci zwiększonej podatności na urazy. Sugeruje się, że deficyty w kontroli nerwowo-mięśniowej obszaru lędźwiowo-miednicznego mogą wpływać na dynamiczną stabilność kolana, co w konsekwencji może przyczyniać się do niestabilności w całym segmencie łańcucha kinetycznego [303]. Jako sposób prewencji Wedderkopp i in. [283] proponują podejmowanie aktywności fizycznej, która wydaje się chronić przed LBP i łagodnym bólem pleców we wczesnym okresie dojrzewania. Natomiast pozytywny wpływ zwiększania aktywności w postaci większej ilości chodzenia wykazano w pracy Kubo i in. [140], gdzie po 6 miesięcznym treningu chodzenia osób starszych wykazano wzrost grubości mięśni zginaczy kolana oraz mięśni odpowiadających za zgięcie grzbietowe stopy.

Tabela 3.25 Statystyki opisowe dot. grubości m. bocznej ściany brzucha (OE, OI, TrA), m. prostego (RA), m. wielodzielnego (M), m. prostego uda (RF), m. obszernego pośredniego (VI) oraz tk. tłuszczowej (FAT). Oznaczenia: kolor zielony – rozkład normalny, \* – dane istotne stat., R–str. prawa, L – str. lewa.

Seria	Parametry	SSŻ							ASŻ							Test t- studenta lub UMW
		N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	N	Śr	Odch. st.	Min	Max	Mdn	p	
P01	OE R [mm]	19	7.30	1.77	3.75	10.00	7.90	0.35	20	6.84	2.03	3.20	10.50	6.70	0.81	0.45
P02	OE R [mm]	19	7.17	2.09	3.50	10.95	7.50	0.63	20	6.38	1.89	3.50	10.10	6.05	0.40	0.23
P01	OE L [mm]	19	7.37	1.98	3.80	9.80	7.80	0.10	20	7.11	2.14	4.40	10.45	6.45	0.04	0.81
P02	OE L [mm]	19	7.08	2.23	2.70	9.90	7.55	0.23	20	6.90	2.28	4.15	10.90	6.55	0.04	0.82
P01	OI R [mm]	19	8.15	1.47	5.40	10.35	8.75	0.19	20	9.19	2.32	6.15	13.60	9.08	0.23	0.11
P02	OI R [mm]	19	8.40	1.94	5.35	11.90	8.75	0.60	20	8.89	2.80	4.35	15.15	8.15	0.44	0.53
P01	OI L [mm]	19	7.76	1.33	5.70	9.70	7.90	0.15	20	8.50	2.37	5.05	14.20	8.08	0.31	0.24
P02	OI L [mm]	19	7.87	1.79	5.60	11.30	7.50	0.09	20	8.39	2.44	4.75	14.15	8.05	0.25	0.46
P01	TrA R [mm]	19	2.95	0.68	1.85	4.40	2.90	0.43	20	3.10	0.53	2.25	4.25	3.00	0.17	0.46
P02	TrA R [mm]	19	3.19	0.75	1.75	4.95	3.25	0.69	20	3.46	0.66	2.35	5.25	3.38	0.37	0.24
P01	TrA L [mm]	19	2.91	0.67	2.05	4.55	2.70	0.06	20	3.22	0.70	2.00	4.65	3.25	0.82	0.17
P02	TrA L [mm]	19	3.46	0.76	2.10	5.00	3.65	0.89	20	3.65	0.58	2.65	4.55	3.58	0.15	0.39
P01	RA R [mm]	19	11.54	2.73	5.15	16.05	11.85	0.85	20	11.10	2.37	7.45	14.80	10.90	0.25	0.59
P02	RA R [mm]	19	11.82	2.88	4.70	15.40	12.55	0.15	20	11.00	2.67	6.90	15.85	10.73	0.39	0.36
P01	RA L [mm]	19	11.45	2.72	5.70	15.75	11.55	0.87	20	10.80	2.59	5.80	14.90	11.13	0.24	0.45
P02	RA L [mm]	19	11.26	2.84	5.00	15.30	11.70	0.48	20	10.94	2.95	6.35	16.20	11.18	0.52	0.73
P01	M R [mm]	19	25.72	4.67	16.65	34.85	25.35	0.76	20	26.49	3.61	19.50	32.95	26.18	0.95	0.57
P02	M R [mm]	19	25.24	3.53	18.60	31.70	25.20	0.89	19	27.78	4.42	19.40	37.30	27.20	0.63	0.06
P01	M L [mm]	19	26.09	4.10	16.95	31.00	26.90	0.09	20	26.12	2.93	20.65	30.85	26.83	0.65	0.98
P02	M L [mm]	19	25.64	3.40	20.25	30.95	26.25	0.22	19	27.84	3.87	21.15	34.60	28.05	0.80	0.07
P01	RF R [mm]	19	15.24	3.67	8.50	23.80	15.15	0.96	20	16.78	3.15	12.85	24.40	16.55	0.08	0.17
P02	RF R [mm]	19	13.47	4.35	6.40	24.80	13.10	0.25	20	14.31	3.38	9.10	21.65	14.05	0.52	0.50
P01	RF L [mm]	19	14.59	3.47	8.85	22.10	14.10	0.70	20	16.42	3.30	12.55	24.00	15.88	0.06	0.10
P02	RF L [mm]	19	13.06	4.15	6.45	23.00	12.35	0.69	20	13.56	3.26	6.60	18.45	14.13	0.54	0.68
P01	VI R [mm]	19	14.50	3.96	8.20	23.75	14.75	0.60	20	14.55	3.11	10.50	22.30	14.10	0.27	0.97
P02	VI R [mm]	19	13.24	3.66	8.35	21.15	13.30	0.23	20	13.09	3.39	7.60	21.20	13.30	0.71	0.89
P01	VI L [mm]	19	13.96	4.42	8.35	23.00	13.90	0.26	20	14.74	2.91	8.70	20.35	14.60	0.97	0.52
P02	VI L [mm]	19	13.25	4.12	7.75	21.85	11.85	0.23	20	13.49	3.30	6.45	19.60	13.43	0.99	0.85
P01	RA R FAT [mm]	19	14.86	9.48	1.55	35.30	13.25	0.15	20	15.86	10.19	2.85	35.90	14.28	0.16	0.75
P02	RA R FAT [mm]	19	15.37	9.87	2.40	32.80	15.05	0.14	20	17.73	10.75	2.05	38.70	17.83	0.38	0.48
P01	RA L FAT [mm]	19	15.28	10.11	0.85	38.25	15.00	0.23	20	15.96	10.48	2.55	35.85	13.80	0.12	0.84
P02	RA L FAT [mm]	19	16.00	10.22	2.50	32.65	14.00	0.11	20	17.20	10.93	3.35	38.85	16.43	0.16	0.73
P01	QF R FAT [mm]	19	10.11	4.03	1.95	16.50	10.90	0.72	20	10.06	4.82	4.40	19.95	9.68	0.08	0.97
P02	QF R FAT [mm]	19	10.10	4.20	3.15	18.45	10.95	0.74	20	10.71	4.95	3.80	21.00	8.45	0.04	0.99
P01	QF L FAT [mm]	19	9.71	4.19	1.70	17.90	9.70	0.99	20	10.03	4.81	3.75	19.55	8.28	0.08	0.83
P02	QF L FAT [mm]	19	9.79	4.34	2.60	16.15	10.75	0.33	20	10.17	5.10	3.30	20.80	8.80	0.10	0.80

Tabela 3.26 Poziom istotności (p) testów statystycznych dla prób zależnych porównująca grubości m. bocznej ściany brzucha (OE, OI, TrA), m. prostego (RA), m. wielodzielnego (M), m. prostego uda (RF), m. obszernego pośredniego (VI) oraz tk. tłuszczowej (FAT) z serii pomiarowej P01 i P02. Oznaczenia: kolor czerwony, \* – dane istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ).

Parametr	Poziom istotności p	
	SSŻ	ASŻ
OE R [mm]	0.58	0.03*
OE L [mm]	0.48	0.21
OI R [mm]	0.45	0.33
OI L [mm]	0.75	0.63
TrA R [mm]	0.17	0.02*
TrA L [mm]	0.00*	0.01*
RA R [mm]	0.33	0.62
RA L [mm]	0.54	0.49
M R [mm]	0.56	0.08
M L [mm]	0.49	0.01*
RF R [mm]	0.00*	0.00*
RF L [mm]	0.02*	0.00*
VI R [mm]	0.01*	0.00*
VI L [mm]	0.13	0.00*
RA R FAT [mm]	0.48	0.01*
RA L FAT [mm]	0.44	0.08
QF R FAT [mm]	0.97	0.12
QF L FAT [mm]	0.85	0.80

### 3.9.3 Wnioski

Na podstawie wyników badań doświadczalnych oraz przeprowadzonego przeglądu literatury stwierdzono, że:

- grubość mięśni i tkanki tłuszczowej nie stanowi wiarygodnego wskaźnika pozwalającego na rozróżnienie prowadzonego stylu życia badanych osób, ponieważ zmienność tych parametrów może wynikać z czynników takich jak wiek, płeć oraz wartość wskaźnika BMI,
- badania populacji zdrowych dorosłych przedstawione w literaturze nie wykazały różnic w grubości bocznej ściany brzucha między stronami, natomiast występująca asymetria może być związana z obecnością patologii, takich jak ból dolnych partii kręgosłupa (LBP),
- zaobserwowane w drugiej turze pomiarowej badań własnych istotne zmiany w grubościach mięśni wskazują, iż w czasie roku może dojść do powstania zmian w układzie mięśniowym,
- siedzący tryb życia może prowadzić do nieprawidłowości kompensacyjnych już po roku, szczególnie w mięśniach bocznej ściany brzucha (mięśniu skośnym wewnętrznym), które z czasem mogą przyczynić się do wystąpienia bólu,

- wyniki badań wskazują na konieczność kontynuacji longitudinalnych badań ultrasonograficznych mięśni, a także rejestracji dolegliwości bólowych, aby lepiej zrozumieć długoterminowe skutki siedzącego trybu życia na struktury mięśniowe i ich związek z rozwojem bólu. Tego rodzaju badania pozwolą na wczesne wykrywanie zmian w obrębie mięśni oraz umożliwią opracowanie skutecznych strategii prewencyjnych i terapeutycznych.

### **3.10 Badania doświadczalne - podsumowanie**

Pierwsza część pracy obejmowała przeprowadzenie longitudinalnych badań aktywności fizycznej, masy ciała oraz wybranych pomiarów biomechanicznych w celu oceny wpływu prowadzonego stylu życia na funkcjonowanie narządu ruchu człowieka. Na potrzeby niniejszych analiz grupę osób biorących udział w badaniach podzielono na grupę SSŻ – prowadzącą sedentarny styl życia, oraz grupę ASŻ – prowadzącą mało aktywny lub aktywny styl życia. Styl życia określono na podstawie dziennej ilości kroków mierzonej za pomocą monitorów aktywności, tj. smartbandy, przez okres minimum roku. Za wartość graniczną definiującą sedentarny styl życia, zgodnie z propozycją Tudor-Locke [267], przyjęto poziom poniżej 5000 kroków/dzień. Dodatkowo, dla każdej osoby obliczono procentowy poziom aktywności fizycznej, który w przypadku osób preferujących siedzący tryb życia nie przekroczył 60%. Zaproponowana definicja oferuje obiektywną, a przede wszystkim ilościową metodę oceny sedentarnego stylu życia, która uwzględnia aktywność podejmowaną zarówno w pracy, na uczelni, jak i w czasie wypoczynku. Należy jednak zwrócić uwagę, że metoda ta opiera się wyłącznie na liczeniu dziennej liczby kroków, nie uwzględniając intensywności ani czasu trwania aktywności. Może to stanowić pewne ograniczenie, zwłaszcza w przypadku osób podejmujących inne formy aktywności fizycznej poza chodzeniem. Natomiast dane pozyskane z opasek pomiarowych oraz z przeprowadzonych ankiet wskazują, że aktywność osób biorących udział w niniejszych badaniach pochodziła wyłącznie z chodzenia, uczestnicy nie angażowali się w inne regularne formy aktywności fizycznej. Jednorodność grupy pod względem rodzaju podejmowanej aktywności umożliwiła określenie wyłącznie wpływu poziomu dziennej liczby kroków na parametry analizowane w badaniach doświadczalnych.

Przedstawione w rozdziałach 3.3 - 3.9 analizy wyników badań doświadczalnych obejmujących: longitudinalne pomiary masy ciała, pomiary postawy ciała, badania stabilograficzne, badania parametrów czasowo-przestrzennych chodu, pomiary gęstości mineralnej kości, siłę ścisku oraz grubości wybranych mięśni, potwierdzają, że określenie jednoznacznych skutków przyjętego stylu życia na funkcjonowanie narządu ruchu nie jest proste. W przypadku większości analizowanych parametrów nie wykazano istotnie statystycznych różnic pomiędzy grupą SSŻ oraz ASŻ, co może świadczyć o braku wpływu podejmowanej aktywności fizycznej jaką było chodzenie na analizowane parametry, np. parametry stabilograficzne czy wielkość siły ścisku dłoni. Dane literaturowe potwierdziły, że w celu poprawy wymienionych parametrów należy wdrożyć treningi odpowiednich grup mięśniowych, np. ćwiczenia ukierunkowane na wzmocnienie mięśni posturalnych są kluczowe

dla utrzymania równowagi i redukcji ryzyka wystąpienia dysfunkcji w narządzie ruchu. Należy jednak zauważyć, że niewielkie, lecz istotnie statystycznie zmiany zaobserwowano w badaniach postawy osób preferujących sedentarny styl życia, u których podczas stania dostrzeżono zwiększoną kifozę piersiową a podczas siedzenia zwiększone tyłopochylenie miednicy. Jednym z kwestii wymagających dalszej analizy okazał się pomiar masy ciała, ponieważ wykazano, że zwiększenie poziomu aktywności fizycznej nie zawsze prowadzi do redukcji masy. W przeprowadzonych badaniach stwierdzono istnienie różnych grup osób charakteryzujących się odmiennymi tendencjami w zakresie zmian masy ciała w odpowiedzi na zwiększoną lub zmniejszoną aktywność fizyczną. Wyniki te wskazują na złożoność mechanizmów regulujących bilans energetyczny organizmu oraz konieczność uwzględnienia dodatkowych czynników, tj. indywidualne uwarunkowania metaboliczne czy skład ciała, w analizie zależności między prowadzonym stylem życia a zmianami masy ciała. Interesujące wyniki uzyskano w analizie grubości mięśni brzucha. Chociaż parametr ten nie stanowi wiarygodnego wskaźnika umożliwiającego jednoznaczne rozróżnienie stylu życia badanych osób, może jednak pełnić rolę narzędzia przesiewowego w ocenie ryzyka dolegliwości bólowych kręgosłupa. W szczególności asymetria w grubości mięśni skośnych wewnętrznych brzucha może wskazywać na potencjalne dysfunkcje układu mięśniowo-szkieletowego, co uzasadnia konieczność dalszych badań nad jego diagnostycznym znaczeniem w kontekście profilaktyki i wczesnego wykrywania zaburzeń posturalnych.

Brak istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupami może wynikać również ze zbyt krótkiego czasu trwania badań longitudinalnych. W niniejszej pracy okres obserwacji osób badanych wyniósł tylko rok. Czas trwania badań powinien być dostosowany do celu badawczego oraz charakteru analizowanych parametrów, ponieważ różne procesy biologiczne, fizjologiczne i biomechaniczne zachodzą w odmiennych przedziałach czasowych. Niektóre zmiany, tj. wahania masy ciała, mogą być zauważalne w stosunkowo krótkim okresie, natomiast inne, np. tj. procesy zwyrodnieniowe w układzie mięśniowo-szkieletowym spowodowane zmianą postawy ciała, wymagają długotrwałej obserwacji. W szczególności w badaniach dotyczących przewlekłych schorzeń związanych z siedzącym trybem życia, takich jak osteoporoza, bóle kręgosłupa czy zaburzenia metaboliczne, długi okres obserwacji (np. kilka lat) może być niezbędny do uchwycenia istotnych zmian w kondycji fizycznej, gęstości mineralnej kości czy funkcjonowaniu układu metabolicznego. W kontekście badań nad długoterminowym wpływem sedentarnego trybu życia na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego, zmiany mogą być subtelne i wymagać wielu miesięcy lub lat, aby stały się wyraźne i możliwe do ilościowej oceny. Krótsze badania mogą nie uwzględniać pełnego

zakresu adaptacji organizmu do zmieniających się warunków, co może prowadzić do niepełnych lub niejednoznacznych wyników. Z pewnością wydłużenie okresu obserwacji mogłoby zwiększyć trafność i rzetelność analiz, umożliwiając identyfikację długofalowych trendów oraz uzyskanie pełniejszego obrazu konsekwencji badanych zjawisk.

Ograniczeniem w określeniu wpływu sedentarnego stylu życia na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego mogła być również stosunkowo młoda grupa osób biorących udział w badaniu. Przegląd literatury potwierdził, że zmiany degeneracyjne w obrębie układu mięśniowo-szkieletowego najczęściej ujawniają się w późniejszym wieku. Młoda grupa uczestników badania mogła nie wykazywać jeszcze istotnych patologii, które zazwyczaj pojawiają się w wyniku długotrwałej ekspozycji na czynniki związane z brakiem aktywności fizycznej, tj. osłabienie siły mięśniowej, spadek gęstości mineralnej kości czy dysfunkcje stawowe. Szczególnie w przypadku prowadzonych w pracy analiz dotyczących parametrów czasowo-przestrzennych chodu w literaturze zwracano uwagę na znaczący wpływ poziomu aktywności osób starszych na prędkość chodu, długość kroku oraz częstotliwość stawiania kroków. Niemniej jednak pomimo częstszego występowania zmian zwyrodnieniowych w starszym wieku, analiza wpływu siedzącego trybu życia na zdrowie młodych osób pozostaje istotnym zagadnieniem badawczym. Związek pomiędzy zachowaniami sedentarnymi a stanem zdrowia w różnych grupach wiekowych powinien być systematycznie monitorowany i weryfikowany. Młoda dorosłość (18–34 lata) stanowi kluczowy okres życia, w którym jednostki doświadczają istotnych zmian związanych z opuszczaniem domu rodzinnego, rozpoczęciem studiów, wejściem na rynek pracy oraz zakładaniem rodziny. Przemiany te mogą mieć długofalowy wpływ na zdrowie fizyczne, które kształtuje podstawę dobrostanu w późniejszym wieku. Dodatkowo istnieją również dowody wskazujące, że w tym okresie życia zwiększa się podatność na zaburzenia psychiczne, takie jak depresja, lęk czy zachowania samobójcze, które według danych literaturowych mogą być pogłębiane na skutek przyjęcia sedentarnego stylu życia.

Badania longitudinalne odgrywają istotną rolę w ocenie długofalowego oddziaływania czynników środowiskowych, behawioralnych i biologicznych na stan zdrowia człowieka. W kontekście oceny konsekwencji siedzącego trybu życia na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego umożliwiają one identyfikację zarówno wczesnych, jak i postępujących zmian w narządzie ruchu. Kontynuacja badań o charakterze longitudinalnym jest niezbędna, aby w pełni zrozumieć dynamikę adaptacyjnych oraz patologicznych procesów zachodzących w organizmie pod wpływem długotrwałej ekspozycji na niski poziom aktywności fizycznej. Długoterminowa obserwacja pozwala na uchwycenie subtelnych zmian,



które mogą nie być wykrywalne w badaniach krótkoterminowych, a jednocześnie dostarcza rzetelnych danych do opracowania skutecznych strategii profilaktycznych i terapeutycznych. W szczególności badania te mają istotne znaczenie w kontekście młodej populacji, gdzie początkowe etapy zmian mogą nie prowadzić jeszcze do widocznych patologii, ale w przyszłości mogą stanowić istotny czynnik ryzyka schorzeń układu mięśniowo-szkieletowego. Systematyczna ocena narządu ruchu pozwala nie tylko na lepsze zrozumienie mechanizmów leżących u podstaw konsekwencji zdrowotnych siedzącego trybu życia, ale także na wdrażanie działań prewencyjnych, które mogą skutecznie minimalizować ryzyko rozwoju przewlekłych dolegliwości w kolejnych etapach życia.

## **4 BADANIA MODELOWE WPŁYWU KONSEKWENCJI SEDENTARNEGO STYLU ŻYCIA NA FUNKCJONOWANIE NARZĄDU RUCHU CZŁOWIEKA**

W niniejszym rozdziale podjęto próbę wykorzystania modelowania matematycznego do określenia konsekwencji zdrowotnych siedzącego trybu życia, ze szczególnym uwzględnieniem wpływu na układ mięśniowo-szkieletowy człowieka. W pierwszej części rozdziału przedstawiono ogólny proces modelowania matematycznego narządu ruchu człowieka w środowisku AnyBody Modeling System. Następnie zaprezentowano wyniki przeprowadzonych badań modelowych dla różnych czynności życia codziennego, które umożliwiły ocenę wpływu konsekwencji sedentarnego stylu życia i naturalnych procesów starzenia na funkcjonowanie narządu ruchu. Analiza wyników prowadzonych symulacji numerycznych pozwoliła także na długofalowe prognozowanie skutków wynikających z prowadzenia siedzącego trybu życia. W pierwszej kolejności, ze względu na tematykę pracy dotyczącą siedzącego trybu życia oraz związanych z nim zachowań sedentarnych, dokonano analizy wpływu pozycji siedzącej na obciążenia występujące w obrębie odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Natomiast następną część rozdziału poświęcono prognozowaniu skutków sedentarnego trybu życia na podstawie wniosków z przeprowadzonych badań doświadczalnych oraz przeglądu literatury. Przeprowadzono badania modelowe pozwalające na określenie wpływu konsekwencji sedentarnego stylu życia tj., zmiany masy ciała, zdolności siłowych mięśni, postawy ciała na funkcjonowanie narządu ruchu.

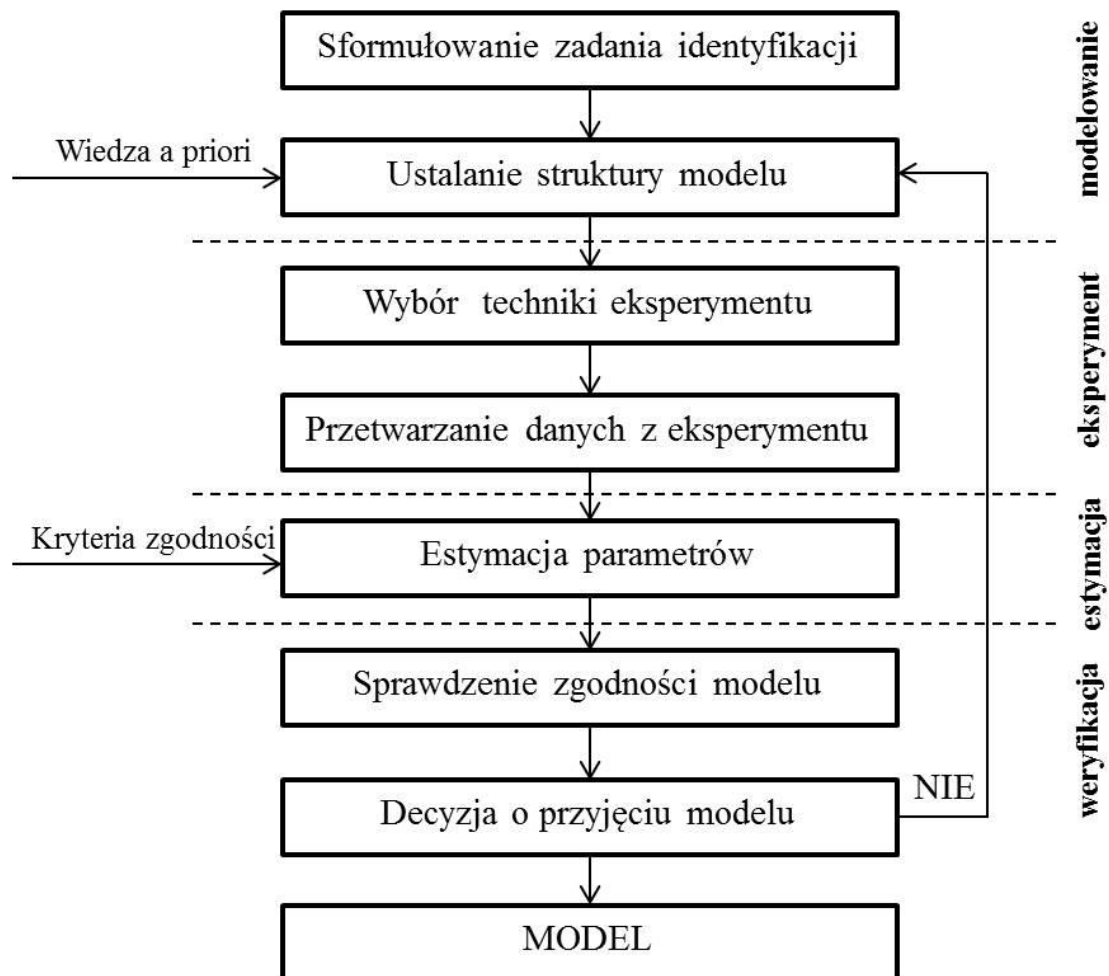
### **4.1 Modelowanie matematyczne narządu ruchu człowieka**

Modelowanie narządu ruchu człowieka to jedna z najszybciej rozwijających się gałęzi biomechaniki, która swoją popularność zdobyła przede wszystkim dzięki możliwości nieinwazyjnego określania obciążeń działających w układzie mięśniowo-szkieletowym. Ideą modelowania jest wykorzystanie założonego podobieństwa między dwoma układami – układem rzeczywistym oraz obiektem wirtualnym. Natomiast model stanowi opis analizowanego obiektu, w którym można wyróżnić następujące charakterystyczne cechy [102]:

- uproszczenia i idealizacje rzeczywistości (np. w biomechanice poprzez przedstawianie układu kostnego jako bryły sztywne, zakładanie symetrii ruchu, czy ograniczanie analizy do wybranych segmentów ciała),
- prostota – model jest na tyle prosty, że jego rozwiązanie jest możliwe dzięki wykorzystaniu dostępnych metod obliczeniowych,

- w pewnym przyjętym kryterium zbieżność modelu z rzeczywistością,
- analiza modelu dostarcza nowych informacji o obiekcie.

Modelowanie wpisuje się w proces identyfikacji systemów, który polega na ustalaniu zależności pomiędzy układem rzeczywistym a modelem (Rys. 4.1). Pierwszym etapem procesu jest precyzyjne określenie celu oraz realizowanych zadań. Następnie tworzony jest model oparty na wiedzy pozyskanej z badań eksperymentalnych oraz estymacji (wiedza *a posteriori*) lub wiedzy *a priori* – wiedzy hipotetycznej. W kolejnym kroku dokonywana jest weryfikacja uzyskanych w ramach symulacji wyników w oparciu o przyjęte kryteria oraz obszar spodziewanych rezultatów. Model można zweryfikować poprzez porównanie uzyskanych wyników z danymi pochodzącymi z badań eksperymentalnych lub danymi literaturowymi. Jeśli weryfikacja przebiegnie pomyślnie, stanowi to podstawę do przeprowadzenia walidacji modelu. W przeciwnym przypadku konieczne jest ponowne przeprowadzenie procesu identyfikacji [102].



Rys. 4.1 Schemat procesu identyfikacji modelu.

W biomechanice wykorzystuje się dwa podstawowe podejścia do modelowania: bazujące na metodzie elementów skończonych (MES) oraz formułowane na podstawie dynamiki układów wieloczłonowych (DUW).

Metoda elementów skończonych najczęściej wykorzystywana jest w analizie obciążeń statycznych, jednak w ostatnich latach obserwuje się intensywny rozwój jej zastosowań również w modelowaniu zjawisk dynamicznych. W MES tworzenie modelu fizycznego polega na geometrycznym odzwierciedleniu całego lub wybranych segmentów ciała człowieka z wykorzystaniem dużej ilości elementów skończonych. Elementom tym przypisuje się ściśle określone właściwości geometryczne, mechaniczne oraz inne charakterystyki istotne dla analizy numerycznej. Symulacje przeprowadzone z wykorzystaniem metody elementów skończonych pozwalają na uzyskanie informacji dotyczących występujących sił wewnętrznych, a także określenie rozkładów naprężeń, odkształceń oraz przemieszczeń. Do głównych zalet stosowania MES można zaliczyć [26]:

- łatwość w odwzorowaniu budowy przestrzennej układu mięśniowo-szkieletowego,
- możliwość wykonywania symulacji zarówno statycznych, jak i dynamicznych przy uwzględnieniu różnych warunków brzegowych,
- elastyczność w modyfikacji parametrów - łatwe dostosowanie właściwości parametrów materiałowych i geometrycznych modeli.

Natomiast drugą stosowaną w biomechanice metodą modelowania matematycznego jest – dynamika układów wieloczłonowych (DUW), w której układ ruchu człowieka jest reprezentowany za pomocą brył sztywnych, nieodkształcalnych (symulujących kości), połączonych parami kinematycznymi (odzwierciedlających stawy) oraz elementami sprężysto-tłumiącymi, które modelują pozostałe tkanki, np. takie jak mięśnie. Obciążenia działające na poszczególne segmenty ciała są wynikiem oddziaływania sił grawitacji, bezwładności, sił zewnętrznych oraz aktywności układu mięśniowego. W modelach wieloczłonowych ruch opisuje się za pomocą równań dynamicznych, natomiast do symulacji obciążeń układu mięśniowego wykorzystuje się dane eksperymentalne, takie jak wielkości kinematyczne oraz informacje o działających na układ siłach zewnętrznych, np. reakcjach podłoża. Na podstawie wyprowadzonych układów równań można sformułować i rozwiązać dwa typy zadań dynamiki [26, 172]:

- zadanie proste, w którym na podstawie informacji dotyczących przebiegów sił wywołujących ruch możliwe jest określenie przemieszczeń, prędkości oraz przyspieszeń wybranych punktów ciała,

- zadanie odwrotne, w którym na podstawie wielkości kinematycznych możliwe jest wyznaczenie wypadkowych momentów sił mięśniowych działających na poszczególne stawy.

W biomechanice najczęściej wykorzystuje się odwrotne zadanie dynamiki, przede wszystkim ze względu na brak konieczności całkowania dynamicznych równań, a także łatwość pozyskiwania danych kinematycznych. Jednak największą zaletą wykorzystywania modelowania matematycznego jest możliwość bezinwazyjnego oszacowania sił mięśniowych. Ponieważ każdy ruch wynika z działania wielu, a czasami nawet kilkunastu aktonów mięśniowych, w modelu matematycznym liczba niewiadomych (sił mięśniowych) przekracza liczbę równań. Opierając się wyłącznie na równaniach dynamicznych, uzyskuje się nieskończoną liczbę możliwych kombinacji współdziałania mięśni. W związku z czym, w celu identyfikacji sił mięśniowych konieczne jest uwzględnienie zasad sterowania ruchem przez układ mięśniowy oraz wprowadzenie ograniczeń wynikających z budowy i fizjologii mięśnia (np. jednokierunkowa praca mięśnia). Tak sformułowane zadanie można rozwiązać z wykorzystaniem metod optymalizacji, co pozwala na otrzymanie wartości sił mięśniowych dla każdej chwili czasowej [26, 172].

W badaniach modelowych ruchu organizmów żywych można wyróżnić dwie metody optymalizacji pozwalające na wyznaczenie sił mięśniowych generowanych przez układ mięśniowy [173]:

- optymalizację statyczną,
- optymalizację dynamiczną.

W optymalizacji statycznej zakłada się, że mięśnie współdziałają w taki sposób, aby minimalizować wysiłek w każdej chwili czasowej, dążąc do efektywności ruchu. Jest to podejście stosowane w biomechanice, gdzie analizowane są mechanizmy ruchu, uwzględniając siły działające na ciało, takie jak momenty sił zewnętrznych, oraz kinematyczne parametry ruchu, które zostały określone na podstawie pomiarów doświadczalnych.

Optymalizacja dynamiczna również związana jest z minimalizacją wysiłku mięśniowego, lecz z uwzględnieniem zmieniających się warunków w czasie. Metoda ta pozwala na matematyczne opisanie sił generowanych przez mięśnie, uwzględniając ich nieliniowe zależności od długości oraz prędkości skracania mięśnia, a także mechanizmy jego aktywacji.

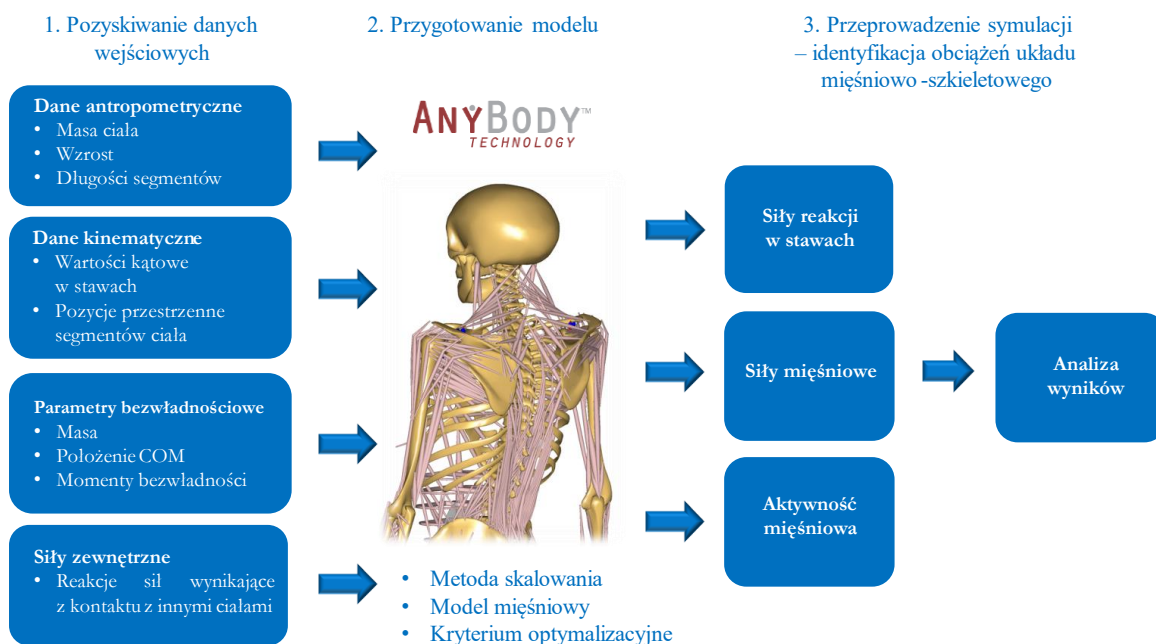
## **4.2 Identyfikacja obciążeń układu mięśniowo-szkieletowego w środowisku AnyBody Modeling System**

Brak możliwości nieinwazyjnego wyznaczenia sił reakcji w stawach oraz sił generowanych przez mięśnie w doświadczalnych badaniach biomechanicznych przyczyniły się do rozwoju modelowania matematycznego narządu ruchu człowieka, a co za tym idzie pojawienia się szeregu programów do modelowania i symulacji wykorzystujących dynamiczne układy wieloczłonowe. Metody bazujące na modelowaniu matematycznym wykorzystujące techniki optymalizacyjne znajdują szerokie zastosowanie m.in. w ergonomii w trakcie opracowywania stanowiska pracy [13], w badaniach klinicznych np. podczas oceny funkcji lokomocyjnych [171] czy w inżynierii biomedycznej w trakcie analizy podstawowych czynności dnia codziennego [30, 176, 187, 188, 299].

Oprogramowaniem umożliwiającym kompleksową analizę funkcjonowania układu mięśniowo-szkieletowego jest powstałe w Aalborg University środowisko AnyBody Modeling System. O rosnącej popularności oprogramowania z pewnością świadczy liczba opublikowanych do tej pory publikacji – 1148, z czego aż 422 prace ukazały się w ciągu ostatnich 4 lat (2020-2024) [312]. Modelowanie w systemie AnyBody realizowane jest przy użyciu dedykowanego języka programowania AnyScript, który charakteryzuje się obiektową strukturą danych. Program ten oferuje dostęp do repozytorium AMMR (ang. AnyBody Managed Model Repository), w którym znajdują się zdefiniowane matematyczne modele narządu ruchu człowieka pozwalające na przeprowadzanie zarówno statycznych (np. StandingModel, FreePostureModel), jak i dynamicznych symulacji komputerowych (np. GaitFullModel). W wyniku przeprowadzonych symulacji możliwe jest uzyskanie informacji na temat sił reakcji w poszczególnych stawach oraz sił mięśniowych generowanych podczas danej czynności, a także informacji o zachowaniu poszczególnych segmentów ciała na oddziaływanie czynników zewnętrznych, np.: endoprotezy stawu kolanowego lub biodrowego, egzoszkieletu, wózka inwalidzkiego, czy pozwalających ocenić wpływ sił zewnętrznych np. podczas podnoszenia przedmiotu, jazdy na rowerze itp.

Ogólny schemat identyfikacji obciążeń w układzie mięśniowo-szkieletowym w środowisku AnyBody Modeling System przedstawiono na Rys. 4.2. Pierwszy etapem identyfikacji jest pozyskanie danych wejściowych z pomiarów doświadczalnych, tj. danych antropometrycznych (masa, wzrost ciała, długości poszczególnych segmentów), wielkości kinematycznych ruchu oraz danych dotyczących działających na układ sił zewnętrznych. Następnie dane te są wprowadzane do systemu, gdzie następuje etap przygotowania modelu.

Na tym etapie konieczne jest zdefiniowanie metody skalowania modelu, dokonanie wyboru modelu mięśniowego oraz określenie kryterium optymalizacyjnego. Działanie programu opiera się na rozwiązaniu odwrotnego zadania dynamiki. Natomiast oszacowanie wartości poszczególnych sił mięśniowych następuje z wykorzystaniem optymalizacji statycznej. Przeprowadzone symulacje numeryczne pozwalają na wyznaczenie sił reakcji występujących w poszczególnych stawach, wartości sił mięśniowych a także aktywności mięśniowej.



Rys. 4.2 Ogólny schemat identyfikacji obciążeń układu mięśniowo-szkieletowego w środowisku AnyBody Modeling System.

#### 4.2.1 Modele matematyczne narządu ruchu człowieka

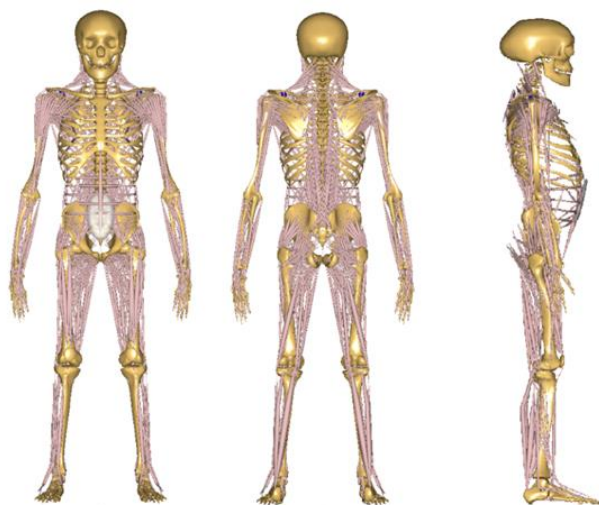
W środowisku AnyBody Modeling System ogólny model całego ciała człowieka zbudowany jest z 69 brył sztywnych odzwierciedlających układ szkieletowy oraz ponad 1000 aktywnych elementów siłowych reprezentujących włókna mięśniowe (Rys. 4.3). Każdy segment posiada lokalny układ współrzędnych zdefiniowany zgodnie z systemem współrzędnych ISB [293, 294], względem którego określa się jego pozycję (wektor położenia  $r_0$ ) oraz orientację w przestrzeni (macierz orientacji  $Axis_0$ ). Segmenty ciała definiowane są przez swoją masę oraz główne osie bezwładności ( $J_{ii}$ ), przyłożone w środku masy segmentu (sCoM). Segmenty ciała połączono parami kinematycznymi o liczbie stopni swobody pozwalającej na odwzorowanie ruchomości danego stawu. Natomiast linie działania poszczególnych włókien mięśniowych określono za pomocą punktów początkowych oraz końcowych ewentualnie punktów pośrednich (ang. via points) znajdujących się

na powierzchniach brył. Maksymalna do wygenerowania przez mięsień siła jest określana na podstawie iloczynu przekroju poprzecznego mięśnia i swoistego jego naprężenia [64, 304]. Wymiary poszczególnych segmentów ciała oraz wartości maksymalnych sił mięśniowych określone są za pomocą zaimplementowanych w oprogramowaniu metod skalowania, tj. [222, 313]:

- ScalingStandard - skalowanie domyślne odpowiadające wymiarom 50-centyłowemu europejskiemu mężczyźnie,
- ScalingUniform - jednolite skalowanie segmentów we wszystkich kierunkach względem pojedynczego współczynnika skalowania,
- ScalingLengthMass - skalowanie uwzględniające wzrost i masę ciała,
- ScalingLengthMassFat - skalowanie rozszerzone o skład ciała, uwzględniające wzrost, masę oraz zawartość tkanki tłuszczowej.

Program umożliwia również wybór typu modelu mięśniowego pomiędzy [314]:

- AnyMuscleModel - modelem prostym zakładającym stałą siłę mięśniową niezależną od warunków pracy,
- AnyMuscleModel3E - trójelementowym modelem uwzględniającym szeregowo i równoległe elementy elastyczne oraz długość włókna i prędkość skurczu,
- AnyMuscleModel2ELin - dwuliniowym modelem uwzględniającym długość i prędkość skurczu,
- AnyMuscleModelUsr1 - niestandardowym, zdefiniowanym przez użytkownika modelem siły, który może być funkcją zmiennych mięśniowych, takich jak długość i prędkość skurczu.



Rys. 4.3 Model całego ciała człowieka w środowisku AnyBody Modeling System.



W niniejszej pracy wykorzystano trzy najpopularniejsze modele całego ciała człowieka dostępne w repozytorium środowiska AnyBody Modeling System, tj.: StandingModel, FreePostureModel oraz GaitFullBodyModel [296].

StandingModel jest modelem podstawowym umożliwiającym przeprowadzenie symulacji statycznych różnych aktywności dnia codziennego, od stania [301], poprzez wykonywanie takich czynności jak siadanie i wstawanie z krzesła [187], po ruch podnoszenia przedmiotu [188, 297, 299]. Zaletą wykorzystywania tego modelu jest przede wszystkim uproszczona metodyka pozyskiwania i przygotowywania danych wejściowych. Odwzorowanie czynności następuje na podstawie wprowadzonych do oprogramowania wartości kątowych poszczególnych stawów w danej chwili czasowej. Model ten posiada również moduł GRF (ang. ground reaction force), który pozwala na predykcję sił reakcji podłoża. Natomiast głównym ograniczeniem modelu jest założenie stałego kontaktu stóp modelu z podłożem, co uniemożliwia jego zastosowanie w analizie czynności takich jak stanie na jednej kończynie, chód czy skok.

FreePotureModel jest również statycznym modelem całego ciała człowieka, którego kończyny nie są ograniczone przez żadne więzy, co pozwala na swobodne modelowanie różnych pozycji. Jedynym ograniczeniem modelu jest jego uziemienie w okolicy miednicy. Podobnie jak w przypadku modelu StandingModel wartości kątowe oraz działające na układ siły zewnętrzne definiowane są dla danej chwili czasowej. Model ten był wykorzystywany m.in. do walidacji platformy opracowanej przez Chrzan i in. [51].

Kolejnym wykorzystanym w pracy modelem jest GaitFullModel, którego funkcjonowanie opiera się na danych uzyskanych za pomocą technologii Motion Capture. Przygotowanie modelu do przeprowadzenia symulacji dynamicznych przebiega w dwóch etapach. Pierwszym etapem jest tzw. optymalizacja ruchu i parametrów, podczas której dochodzi do skalowania modelu. W trakcie tego etapu model dostosowywany jest do danych antropometrycznych oraz rozmieszczonych na ciele badanej osoby markerów. Długości poszczególnych segmentów, osie stawów i pozycje markerów korygowane są w kilku następujących po sobie cyklach, co zapewnia jak najlepsze odwzorowanie pozycji markerów z pomiarów eksperymentalnych. Danymi wyjściowym etapu są przebiegi kątowe dla poszczególnych stawów. Drugim etapem jest dynamika odwrotna. W tym kroku uwzględniane są informacje dotyczące działających sił zewnętrznych, np. sił reakcji podłoża. Następnie rozwiązywane jest odwrotne zadanie dynamiki, które pozwala na wyznaczenie wypadkowych momentów w stawach oraz identyfikację sił mięśniowych z wykorzystaniem optymalizacji statycznej. Zaletą stosowania GaitFullModel jest możliwość analizowania czynności

dynamicznych oraz otrzymywania czasowych przebiegów zmian obciążeń występujących w układzie mięśniowo-szkieletowym człowieka. Jednak wykorzystanie modelu GaitFullModel w porównaniu ze StandingModel czy FreePostureModel wymaga zdecydowanie większego nakładu pracy podczas przygotowywania danych wejściowych oraz opracowywania modelu, a także większych nakładów obliczeniowych.

Porównanie modeli i ich funkcjonalności przedstawiono w Tabeli 4.1.

Tabela 4.1 Porównanie modeli dostępnych w środowisku AnyBody Modeling System.

	<b>StandingModel</b>	<b>FreePostureModel</b>	<b>GaitFullModel</b>
<b>Budowa modelu</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 69 brył sztywnych odwzorowujących poszczególne segmenty ciała człowieka,</li> <li>• ponad 1000 aktonów mięśniowych</li> </ul>		
<b>Typ modelu mięśni</b>	<p>Model prosty mięśnia:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• AnyMuscleModel - model zakłada stałą siłę mięśnia, niezależnie od warunków jego pracy</li> </ul> <p>Modele mięśniowe uwzględniające czynniki, tj. aktualna długość, prędkość skurczu, długość włókien, kąt pennacji, elastyczność ścięgien oraz sztywność tkanek pasywnych:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• AnyMuscleModel3E</li> <li>• AnyMuscleModel2ELin</li> <li>• AnyMuscleModelUsr1</li> </ul>		
<b>Sposób skalowania modelu</b>	<p>Metody skalowania liniowego oparte na wprowadzanych wartościach masy i wysokości ciała badanej osoby:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• ScalingStandard</li> <li>• ScalingUniform</li> <li>• ScalingLengthMass</li> <li>• ScalingLengthMassFat</li> </ul>	<p>skalowanie względem rozmieszczonych na ciele badanej osoby markerów</p>	
<b>Postać danych wejściowych</b>	wartości kątowe poszczególnych stawów i/lub segmentów ciała w danych chwilach czasowych		plik .c3d zawierający informacje o trajektorii ruchu 41 markerów oraz wartościach sił reakcji podłoża
	siły reakcji podłoża określone manualnie lub estymowane za pomocą modułu GRF	siły reakcji podłoża określone manualnie	
<b>Ograniczenia w modelowaniu ruchu</b>	stały kontakt stóp z podłożem	utwierdzenie modelu w okolicy miednicy	brak

#### 4.2.2 Zadanie optymalizacyjne

Identyfikacja obciążeń występujących w układzie mięśniowo-szkieletowym w środowisku AnyBody Modeling System opiera się na rozwiązaniu odwrotnego zadania dynamiki, w którym na podstawie wielkości kinematycznych (tj. wartości kątowych w stawach) wyznaczone są wypadkowe momenty sił zewnętrznych. Następnie uzyskane wartości wypadkowych momentów sił zewnętrznych w poszczególnych stawach poprzez zastosowanie optymalizacji statycznej pozwalają na identyfikację sił mięśniowych mięśni zdefiniowanych w modelu. W niniejszej pracy jako kryterium optymalizacyjne przyjęto kryterium sterowania ruchem zakładające minimalizację sumy sześciątów stosunku sił mięśniowych do ich sił maksymalnych. Natomiast jako warunki ograniczające założono, iż otrzymane z odwrotnego zadania dynamiki wypadkowe momenty sił zewnętrznych są równoważone przez sumę momentów sił mięśniowych działających na dany staw. Warunkami brzegowymi jest działanie mięśnia w zakresie od zera do wartości maksymalnej możliwej do wygenerowania przez dany mięsień. Postać zadania optymalizacyjnego została zdefiniowana w następujący sposób [64]:

- funkcja celu:

$$\min G(f^{(M)})$$

$$G(f^{(M)}) = \sum_{i=1}^{n^M} \left( \frac{f_i^{(M)}}{N_i} \right)^3, i = 1, \dots, n^M$$

- warunki ograniczające:

$$Cf = d$$

- warunki brzegowe:

$$0 \leq f_i^{(M)} \leq N_i, i \in 1, \dots, n^{(M)}$$

gdzie:

$G$  – funkcja celu,

$f^{(M)}$  – siła mięśniowa,

$n^M$  – liczba mięśni,

$N_i$  – maksymalna siła mięśnia,

$C$  – macierz ramion działania sił mięśniowych oraz reakcji względem stawu,

$f$  – macierz sił mięśniowych i reakcji występujących w układzie,

$d$  – wypadkowe momenty sił zewnętrznych wyznaczone względem danego stawu.

### **4.2.3 Analizowane parametry obciążeń w układzie mięśniowo-szkieletowym**

Symulacje komputerowe oparte na technikach optymalizacyjnych, przeprowadzane w środowisku AnyBody Modeling System, umożliwiają zaawansowaną analizę biomechaniczną funkcjonowania układu mięśniowo-szkieletowego człowieka, uwzględniającą m.in. rozkład obciążeń w stawach czy aktywność mięśniową. Poniżej przedstawiono definicje kluczowych parametrów poddawanych analizie, które stanowią także przedmiot badań modelowych omówionych w kolejnych rozdziałach niniejszej pracy.

#### **Obciążenia w układzie szkieletowym**

Symulacje numeryczne umożliwiają wyznaczenie obciążeń występujących w układzie szkieletowym. Obciążenia w stawach obejmują siły i momenty działające na powierzchni stawowe, wynikające z oddziaływania sił zewnętrznych (np. ciężaru ciała, sił reakcji podłoża) oraz sił wewnętrznych generowanych przez układ mięśniowy. Wyróżnia się następujące parametry opisujące obciążenia występujące w układzie szkieletowym:

- siły kompresyjne (ang. compression force, proximo-distal force) – działające wzdłuż osi stawu, powodujące dociskanie, a tym samym zbliżanie się do siebie przylegających powierzchni stawowych,
- siły ścinające (ang. shear force) – działające równoległe do powierzchni stawu, mogące prowadzić do przemieszczeń względem siebie w kierunku równoległym do powierzchni, a nie wzdłuż osi; wyróżnia się siły ścinające przednio-tylne (ang. antero-posterior shear forces) oraz siły ścinające boczno-przyśrodkowe (ang. medio-lateral shear forces),
- momenty sił (momenty reakcji stawowej) – to miara zdolności siły do wywoływania obrotu ciała wokół określonej osi, odgrywają kluczową rolę w stabilizacji stawów,
- wypadkowe siły reakcji - suma wektorowa 3 sił składowych działających na staw.

#### **Obciążenia w układzie mięśniowym**

Wykorzystanie optymalizacji statycznej w modelowaniu matematycznym narządu ruchu człowieka umożliwia oszacowanie sił mięśniowych mięśni uwzględnionych w modelu, a także na podstawie uzyskanych danych, określenie takich parametrów jak aktywność mięśniowa czy poziom zmęczenie mięśniowego.

## **Sily mięśniowe**

Siły mięśniowe to siły generowane przez mięśnie w odpowiedzi na ich skurcz, które umożliwiają wykonywanie ruchów ciała oraz utrzymanie postawy. W środowisku AnyBody Modeling System możliwości siłowe układu mięśniowego określane są na podstawie danych antropometrycznych, a także zależą od zastosowanego modelu mięśniowego. Maksymalna do wygenerowania przez mięsień siła jest określana na podstawie iloczynu przekroju poprzecznego mięśnia i swoistego jego naprężenia.

## **Aktywność mięśniowa**

Kolejnym parametrem pozwalającym na przeprowadzenie analizy funkcjonowania układu mięśniowego jest wartość aktywności mięśniowej (ang. activity). Parametr ten definiowany jest jako stosunek siły mięśniowej do maksymalnej siły generowanej przez dany mięsień. Prawidłowa wartość aktywności mięśniowej mieści się w zakresie od 0 do 1, gdzie 0 oznacza, iż dany mięsień jest nieaktywny, natomiast wartość 1 oznacza maksymalną aktywację mięśnia. Uzyskanie wartości aktywności mięśniowej wynoszącej więcej niż 1 oznacza przeciążenie układu mięśniowego, a co za tym idzie brak możliwości wykonania danej czynności.

$$Activity = \frac{F_m}{F_{max}}$$

Interpretacja wyników:

0 – mięsień nieaktywny

1 – maksymalna aktywacja mięśnia

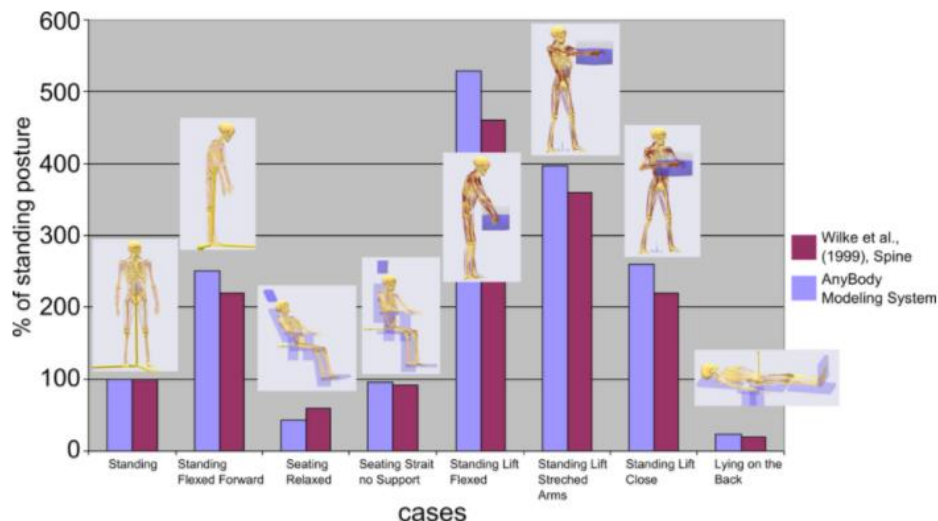
>1 – przeciążenie mięśnia

## **Zmęczenie mięśni**

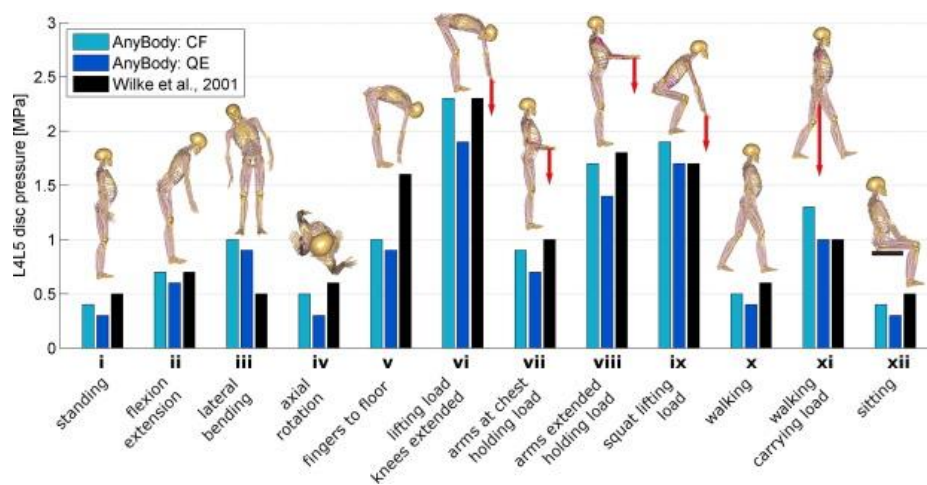
Symulacje numeryczne pozwalają również na wyznaczenie parametru określającego poziom zmęczenia mięśniowego (ang. muscle fatigue). Parametr ten jest definiowany jako wartość funkcji celu zadania optymalizacyjnego, czyli zgodnie z przyjętymi założeniami jako wartość sumy sześcianów stosunku sił mięśniowych do maksymalnych sił możliwych do wygenerowania przez dany mięsień. Interpretacja uzyskanej wartości jest następująca: im większa wartość funkcji, tym większe zmęczenie mięśniowe [175, 217].

#### 4.2.4 Weryfikacja modeli narządu ruchu

Zaimplementowane w środowisku AnyBody Modeling System modele oraz zaproponowana metodyka wyznaczania obciążeń w układzie mięśniowo-szkieletowym została wielokrotnie poddana weryfikacji [21, 223]. Na Rys. 4.4 i Rys. 4.5 przedstawiono wyniki symulacji przeprowadzonych z wykorzystaniem statycznych oraz dynamicznych modeli dostępnych w AMMR oraz wyniki badań doświadczalnych, podczas których wykorzystano przetwornik mierzący ciśnienie wewnątrzdysskowe w segmencie L4-L5 [285]. Na Rys. 4.4 wyniki obciążeń występujących w odcinku lędźwiowym znormalizowano względem pozycji stojącej (100%). Porównując wyniki symulacji numerycznych i badań doświadczalnych dostrzeżono dużą zbieżność, co świadczy o prawidłowym zamodelowaniu układu mięśniowo-szkieletowego w środowisku AnyBody Modeling System.



Rys. 4.4 Weryfikacja modelu statycznego z danymi doświadczalnymi wykorzystującymi implanty pomiarowe [223].



Rys. 4.5 Weryfikacja modelu dynamicznego przeprowadzona na podstawie badań doświadczalnych wykorzystujących implanty pomiarowe [21].

### **4.3 Wpływ pozycji siedzącej na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego**

Długotrwałe utrzymywanie pozycji siedzącej, pomimo niewielkiego wydatku energetycznego, prowadzi do szeregu niekorzystnych konsekwencji zdrowotnych, obejmujących dysfunkcje narządu ruchu, zaburzenia posturalne oraz zwiększone ryzyko rozwoju schorzeń metabolicznych i sercowo-naczyniowych. Ze względu na powszechność tego zjawiska konieczne jest prowadzenie badań mających na celu potwierdzenie oraz pogłębienie wiedzy na temat wpływu postawy ciała na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego. Ankieta przeprowadzona wśród ponad 500 fizjoterapeutów wskazuje na znaczący wpływ edukacji nie tylko w zakresie optymalnej postawy podczas siedzenia ale również podczas stania [135]. Dyskusja na temat koncepcji optymalnej dla zdrowia postawy ciała toczy się od kilkudziesięciu lat. W 1947 roku Komitet ds. Postawy Amerykańskiej Akademii Chirurgów Ortopedycznych (The Posture Committee of the American Academy of Orthopaedic Surgeons) prawidłową postawę ciała zdefiniował jako „stan równowagi mięśniowej i szkieletowej, który chroni struktury podporowe ciała przed urazami lub postępującymi deformacjami” [135]. Niekorzystana dla zdrowia zmiana postawy ciała, a w szczególności długotrwałe w niej przebywanie budzi niepokój ze względu na jej związek z pojawianiem się bólu lub nieprawidłowościami w funkcjonowaniu narządu ruchu. Wśród występujących zmian w postawie wymienia się m.in. wysunięcie głowy do przodu czy zmianę fizjologicznych krzywizn kręgosłupa, które pociągają szereg konsekwencji w codziennym życiu. U osób starszych obserwuje się zwiększoną kifozę piersiową, która przyczynia się m.in. do zmiany wzorca chodu, a co za tym idzie zwiększonego ryzyka upadków [54].

Określenie cech optymalnej pozycji ciała jest zadaniem złożonym, głównie z powodu różnic międzyosobniczych, takich jak rozkład podstawy podparcia, rozmieszczenie masy ciała oraz innych cechy anatomicznych [54]. W licznych pracach literaturowych podejmowano próbę określenia cech optymalnej postawy stojącej lub siedzącej, jednakże nie udało się wyodrębnić jednej uniwersalnej postawy [135, 190]. Pomimo braku jednoznacznych dowodów naukowych łączących konkretną pozycję ciała z dolegliwościami bólowymi, zarówno w przypadku postawy stojącej, jak i siedzącej, fizjoterapeuci uznają postawę z wyprostowaną lordozą kręgosłupa za optymalną dla funkcjonowania układu ruchu [135, 190]. Należy pamiętać, że przedstawione opinie fizjoterapeutów w większości bazują jedynie na wiedzy związanej z biomechaniką, krążącymi stereotypami dotyczącymi pozycji optymalnej, własnym doświadczeniu oraz umiejętności powiązania postawy ciała z dolegliwościami zaobserwowanymi w trakcie spotkań z pacjentami.

Dlatego celem niniejszej części pracy była ocena funkcjonowania układu mięśniowo-szkieletowego podczas przyjmowania pozycji siedzącej, a także porównanie obciążeń wynikających z tej postawy z obciążeniami, które występują podczas stania.

#### **4.3.1 Metodyka badań modelowych**

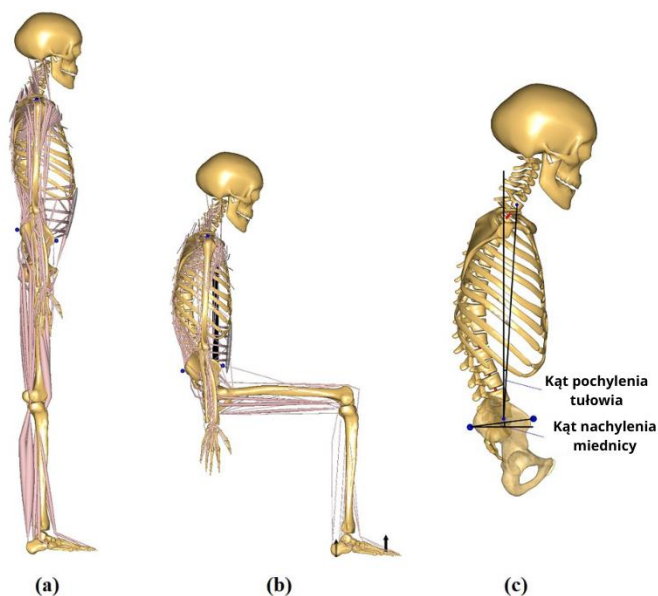
Porównania dwóch podstawowych pozycji dnia codziennego, tj. stanie oraz siedzenie dokonano na podstawie przeprowadzonych badań doświadczalnych oraz modelowych.

W badaniach doświadczalnych wzięło udział 36 osób (18 kobiet (K) oraz 18 mężczyzn (M)) o średniej masie:  $72 \pm 17$  kg (K= $61 \pm 8$  kg, M= $81 \pm 19$  kg) oraz średniej wysokości ciała:  $176 \pm 9$  cm (K= $170 \pm 6$  cm, M= $183 \pm 7$  cm). Zadaniem osób badanych było przyjęcie dwóch pozycji: 1) pozycji stojącej z rękami ułożonymi wzdłuż tułowia, oraz 2) pozycji siedzącej (bez oparcia) – naturalnej pozycji siedzącej ze zgiętymi kończynami dolnymi w stawie kolanowym pod kątem prostym. Pomiary postawy przyjmowanej podczas analizowanych pozycji dokonano z wykorzystaniem ultradźwiękowego systemu Zebris. Szczegółową metodykę badań doświadczalnych przedstawiono w rozdziale 3.4. W przypadku siedzenia dodatkowo dokonywano pomiarów siły reakcji występujących pomiędzy siedziskiem a pośladkami za pomocą umieszczonej na siedzisku platformy dynamometrycznej Zebris FDM-S (Zebris Medical GmbH, Germany).

Uzyskane w trakcie badań doświadczalnych wyniki dotyczące kinematyki (kąta pochylenia tułowia oraz kąta nachylenia miednicy), sił reakcji siedziska oraz sił reakcji podłoża stanowiły dane wejściowe do przeprowadzenia symulacji w środowisku AnyBody Modeling System. Symulacje pozycji stojącej dokonano z wykorzystaniem modelu całego ciała człowieka StandingModel, natomiast pozycji siedzącej z wykorzystaniem modelu FreePostureModel - Rys. 4.6. Opis modeli przedstawiono w rozdziale 4.2. W opracowanych modelach zastosowano domyślny rytm kręgosłupa, który na podstawie literatury [288] determinuje zakres ruchu na poszczególnych poziomach odcinka lędźwiowego. Założony rytm charakteryzuje się zwiększeniem udziału pojedynczych kręgów w ruchu całego odcinka lędźwiowego wraz z przejściem z niższych partii odcinka kręgosłupa ku górze. W modelach wykorzystano również metodę skalowania ScalingLengthMassFat, która na podstawie informacji o wzroście, masie i procentowej zawartości tkanki tłuszczowej (obliczanej z Body-Mass Index) danej osoby przeskalowała rozmiary segmentów ciała oraz maksymalne do wygenerowania siły mięśniowe.



Jako dane wejściowe do opracowania modeli matematycznych narządu ruchu człowieka analizowanych czynności posłużyły informacje o masie oraz wzroście badanej osoby, wartości kąta pochylenia tułowia oraz kąta nachylenia miednicy, a w przypadku modelu pozycji siedzącej również wartości sił reakcji występujących pomiędzy pośladkami a siedziskiem.



Rys. 4.6 Przykłady: a) pozycji stojącej, b) pozycji siedzącej zamodelowanej w środowisku AnyBody Modeling System oraz c) definicja określania kąta pochylenia tułowia i nachylenia miednicy [301].

W procesie opracowywania modeli matematycznych pozycji stojącej oraz pozycji siedzącej przyjęto następujące założenia oraz uproszczenia:

- założono symetryczność budowy ciała człowieka oraz symetryczność przyjętej pozycji statycznej,
- przyjęto typ modelu mięśniowego – AnyMuscleModel – model prosty, zakładający stałą wartość siły mięśniowej niezależną od warunków jego pracy,
- postawę w trakcie przyjęcia pozycji stojącej oraz pozycji siedzącej odwzorowano wyłącznie na podstawie danych dot. kąta pochylenia tułowia (definiowanego jako kąt pomiędzy prostą wyznaczoną przez C7 i L5/S1 a prostą pionową) oraz kąta nachylenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej (definiowanego jako kąt pomiędzy prostą wyznaczoną przez kolce biodrowe przednie górne oraz tylne górne a prostą poziomą),
- siłę reakcji siedziska odwzorowano za pomocą dwóch wektorów sił przyłożonych odpowiednio w okolicach kości łonowej, natomiast wartość wektorów została

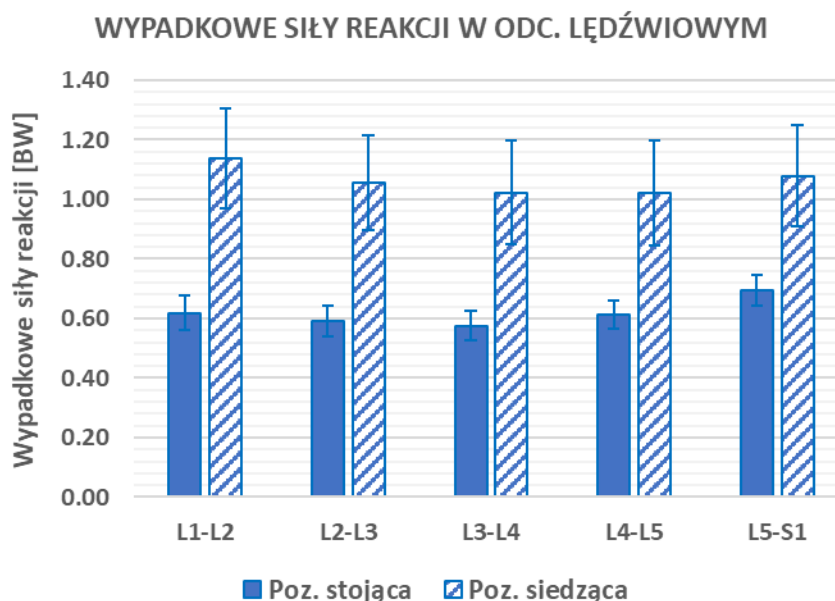
uśredniona z wyników zarejestrowanych na platformie dynamometrycznej podczas 10s pomiaru,

- wartości siły reakcji podłoża dla pozycji stojącej zostały wyznaczone za pomocą wbudowanego w modelu StandingModel algorytmu, natomiast dla pozycji siedzącej zostały odzwierciedlone za pomocą dwóch wektorów sił przyłożonych odpowiednio w okolicach pięty oraz śródstopia.

Ze względu na powszechność dolegliwości bólowych w dolnych partiach kręgosłupa, związanych z postawą ciała, w analizie porównawczej uwzględniono wypadkowe wartości sił reakcji w stawach międzykręgowych oraz sił mięśniowych występujących w obrębie odcinka lędźwiowego kręgosłupa podczas przyjmowania pozycji stojącej i siedzącej. Uzyskane wyniki symulacji zostały znormalizowane względem ciężaru ciała (BW – ang. Body Weight). Normalność rozkładu analizowanych zmiennych zweryfikowano za pomocą testu Shapiro-Wilka, w którym poziom istotności ustalono na  $\alpha = 0,05$ . Natomiast korelacje pomiędzy analizowanymi parametrami zbadano za pomocą korelacji Pearsona; poziom istotności statystycznej współczynnika korelacji wynosił  $p < 0,05$ .

#### **4.3.2 Wyniki i dyskusja**

Analizując dane uzyskane w wyniku przeprowadzonych symulacji zauważono, iż przyjęcie pozycji siedzącej doprowadziło do znacznego wzrostu obciążeń występujących w odcinku lędźwiowym kręgosłupa - Rys. 4.7. W porównaniu z pozycją stojącą dochodzi do zwiększenia wypadkowej siły reakcji na poszczególnych segmentach odcinka lędźwiowego o: 55% w przypadku segmentu L5-S1 (wzrost z wartości:  $0,7 \pm 0,05$  BW na  $1,08 \pm 0,17$  BW), 67% - L4-L5 (wzrost z wartości:  $0,61 \pm 0,05$  BW na  $1,02 \pm 0,17$  BW), 78% - L3-L4 (wzrost z wartości:  $0,58 \pm 0,05$  BW na  $1,02 \pm 0,17$  BW), 78% - L2-L3 (wzrost z wartości:  $0,60 \pm 0,06$  BW na  $1,05 \pm 0,16$ ), 84% - L2-L3 (wzrost z wartości:  $0,63 \pm 0,06$  BW na  $1,14 \pm 0,17$  BW), oraz 80% (wzrost z wartości:  $0,65 \pm 0,06$  BW na  $1,13 \pm 0,18$  BW). Analiza korelacji wykazała, iż występuje umiarkowanie silny związek pomiędzy wypadkową siłą reakcji w poszczególnych stawach międzykręgowych odcinka lędźwiowego a kątem pochylenia tułowia ( $r = 0,53 \div 0,7$ ,  $p < 0,05$ ), a także między wypadkową siłą reakcji w stawach międzykręgowych a kątem nachylenia miednicy ( $r = 0,46 \div 0,66$ ,  $p < 0,05$ ) w trakcie przyjęcia pozycji siedzącej.

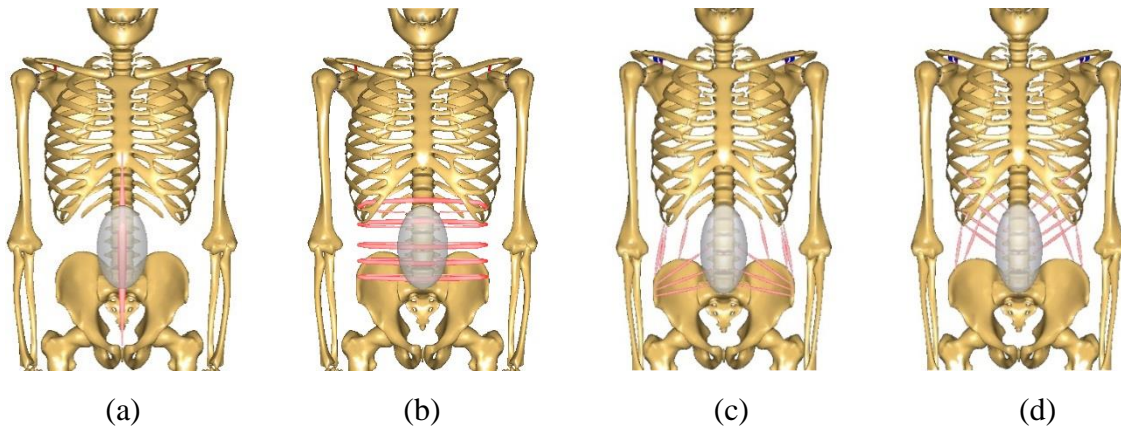


Rys. 4.7 Wypadkowe wartości sił reakcji w stawach międzykręgowych odcinka lędźwiowego kręgosłupa.

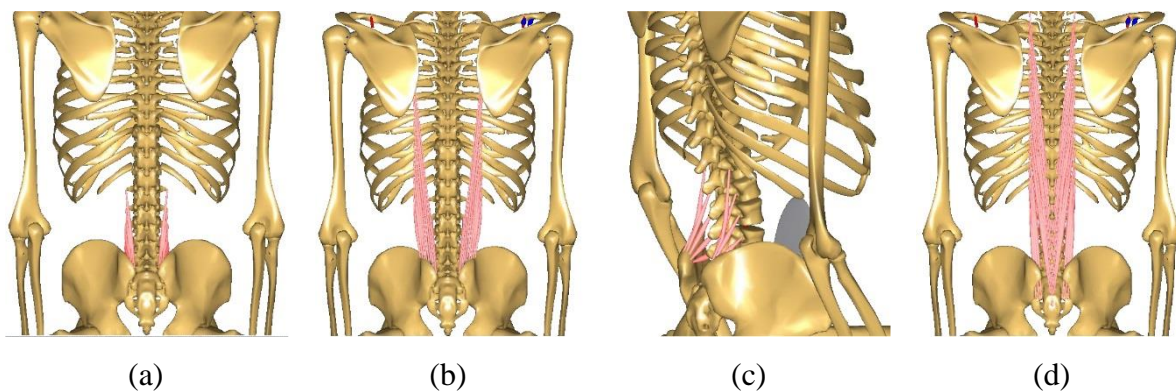
Analizie poddano również funkcjonowanie mięśni występujących w obrębie odcinka lędźwiowego – prostownika grzbietu (ES) oraz mięśni brzucha – m. poprzecznego brzucha (TrA), prostego brzucha (RA), m. skośnego wewnętrznego (IO) oraz zewnętrznego (IE) - Rys. 4.8 oraz Rys. 4.9. W przypadku prostownika grzbietu analizie poddano całkowitą siłę mięśniową mięśnia oraz siły poszczególnych grup zgodnie z podziałem przedstawionym przez Bogduk [32]:

- ILpL (łac. iliocostalis lumborum pars lumborum) - mięsień biodrowo-żebrowy lędźwi część lędźwiowa,
- ILpT (łac. iliocostalis lumborum pars thoracis) - mięsień biodrowo-żebrowy lędźwi część klatki piersiowej,
- LTpL (łac. longissimus thoracis pars lumborum) - mięsień najdłuższy klatki piersiowej część lędźwiowa
- LTpT (łac. longissimus thoracis pars thoracis) - mięsień najdłuższy klatki piersiowej część klatki piersiowej.

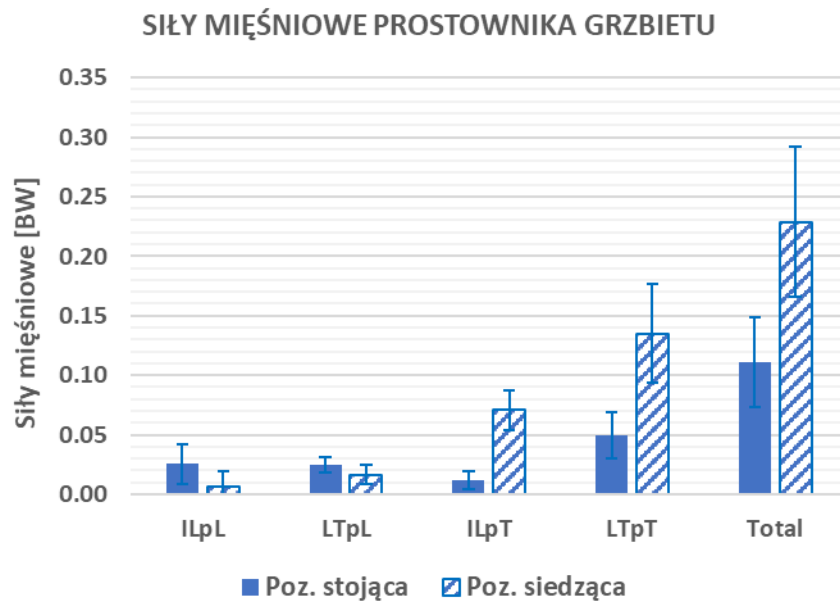
Wartości sił mięśniowych analizowanych mięśni przedstawiono na Rys. 4.10 oraz Rys. 4.11.



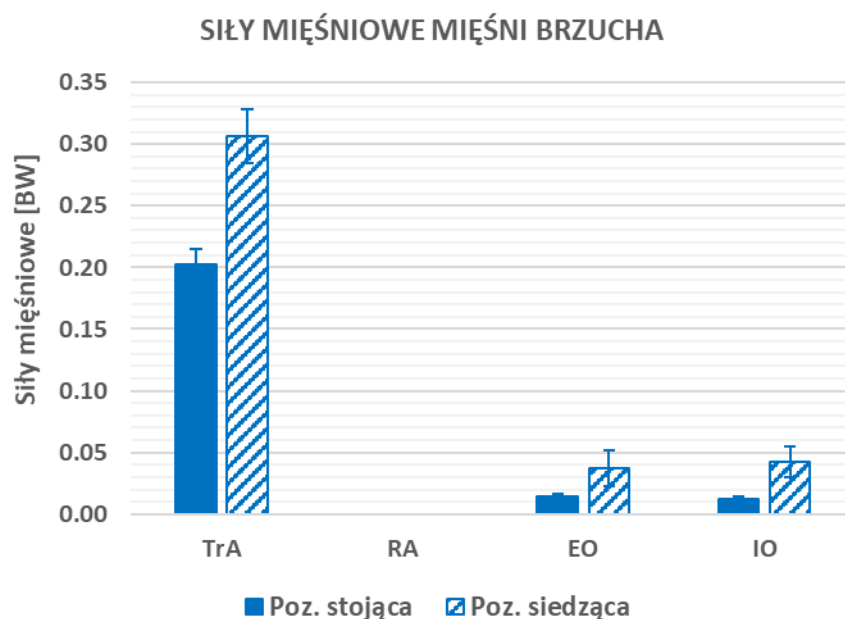
Rys. 4.8 Mięśnie brzucha: a) mięsień prosty, b) mięśnie poprzeczne, c) mięśnie skośne wewnętrzne, d) mięśnie skośne zewnętrzne.



Rys. 4.9 Mięsień prostownik grzbietu z uwzględnieniem podziału na grupy: a) ILpL, b) ILpT, c) LTpL, d) LTpT



Rys. 4.10 Siły mięśniowe prostownika grzbietu.



Rys. 4.11 Siły mięśniowe mięśni brzucha występujących w obrębie odc. lędźwiowego.

Największą aktywność spośród analizowanych mięśni wykazał mięsień poprzeczny brzucha, dla którego podczas przyjęcia pozycji stojącej siła mięśniowa wyniosła:  $0,20 \pm 0,01$  BW, podczas gdy dla pozycji siedzącej zarejestrowano wartość o 50% większą -  $0,31 \pm 0,02$  BW. W przypadku pozostałych mięśni brzucha aktywność na podobnym do siebie poziomie wykazały mięśnie skośne wewnętrzne oraz zewnętrzne (pozycja stojąca:  $0,01 \pm 0,00$  BW, pozycja siedząca:  $0,04 \pm 0,01$  BW), natomiast aktywność mięśnia prostego brzucha była niewielka – wartość siły mięśniowej była zbliżona do zera. Podobnie jak w przypadku mięśni brzucha większą sumaryczną aktywność prostownika grzbietu zarejestrowano w trakcie siedzenia –  $0,23 \pm 0,06$  BW niż podczas stania –  $0,11 \pm 0,04$  BW. Natomiast różnice w wartości sił mięśniowych prostownika grzbietu w zależności od przyjętej pozycji zauważono podczas analizy poszczególnych jego grup mięśniowych. Podczas stania większą aktywność wykazuje grupa ILpL oraz LTpL, podczas siedzenia ILpT oraz LTpT.

Przedstawione w niniejszym rozdziale wyniki, zgodnie z przeglądem dotychczasowych badań dotyczących ciśnienia wewnątrzdyiskowego w odcinku lędźwiowym, wykazały wyższe obciążenia w pozycji siedzącej w porównaniu do pozycji stojącej [55]. Nachemson i in. [182] wykazali, że ciśnienie występujące w dysku miedzykręgowym podczas siedzenia bez oparcia jest nawet 40% większe niż podczas stania, natomiast pochylając się ku przodowi o  $20^\circ$  następuje kolejny wzrost ciśnienia do wartości 190%. 30 lat później Sato i in. [240] również potwierdzili, że przyjęcie pozycji siedzącej może spowodować wzrost obciążeń do ok. 210% dla pozycji siedzącej z pochyleniem tułowia, 115% dla pozycji siedzącej wyprostowanej

i 137% dla pozycji siedzącej przeprostowanej względem pozycji stojącej (100%). Natomiast co zaskakujące, zespół Wilke'go [286] podczas naturalnej pozycji siedzącej zarejestrował wyniki ciśnienia wewnątrzdyiskowego zbliżone a nawet minimalnie mniejsze niż w pozycji siedzącej, natomiast także otrzymał zwiększone obciążenia do ok. 165% w trakcie pozycji siedzącej pochylonej. W niniejszej pracy przyjęcie pozycji siedzącej spowodowało wzrost obciążeń w poszczególnych segmentach odcinka lędźwiowego średnio od 155% do nawet 184% w porównaniu do pozycji stojącej (100%). Wyniki korelacji pokazały, że na zwiększenie wartości wypadkowej siły reakcji w stawach międzykręgowych odcinka lędźwiowego wpłynęło zarówno ułożenie miednicy (zwiększone tyłopochylenie generuje większe obciążenia [176]), a także zwiększony kąt pochylenia tułowia, co również zaobserwowano w pracach Rohlmann i in. [234] oraz Nowakowska i in. [187]. Zestawiając zarejestrowane w trakcie symulacji wyniki z danymi literaturowymi [55, 182, 187, 234, 240, 286] zaobserwowano, że wielkości obciążeń są porównywalne, co wskazuje na poprawność przyjętych założeń podczas modelowania. Niewielkie różnice pomiędzy wartościami mogą wynikać z różnego ułożenia poszczególnych segmentów ciała podczas pozycji siedzącej, a także z mało licznych grup osób biorących udział w badaniach doświadczalnych (Nachemson – 9 osób, Sato – 8 osób, Wilke – 1 osoba). Wykorzystanie modelowania matematycznego pozwoliło na przeprowadzenie analizy obciążeń dla 36 osób, co pozwoliło na dokonanie analizy 36 różnych pozycji stojących oraz 36 różnych pozycji siedzących.

Przyjęcie pozycji stojącej czy pozycji siedzącej wpływa również na występowanie różnic w aktywności układu mięśniowego. W trakcie siedzenia przeprowadzone symulacje wykazały zwiększone względem pozycji stojącej wartości sił mięśniowych prostownika grzbietu, mięśnia poprzecznego brzucha, a także mięśni skośnych wewnętrznych oraz zewnętrznych. Przedstawione dotychczas w literaturze informacje dotyczące aktywności mięśniowej w trakcie stania i siedzenia opierają się na pomiarach EMG [56, 191] oraz USG [225], natomiast brak jest danych dotyczących wartości sił mięśniowych. Dodatkowo należy zauważyć, że pomiary EMG oraz USG pozwalają na analizę wyłącznie dużych grup mięśniowych znajdujących się bezpośrednio pod powierzchnią skóry, natomiast wykorzystanie modelowania matematycznego umożliwia wyznaczenie aktywności mięśniowej oraz sił mięśniowych wszystkich zamodelowanych mięśni. O'Sullivan i in. [191] wykazali zmianę aktywności mięśniowej w zależności od przyjętej zarówno pozycji stojącej jak i siedzącej – w pozycji stojącej i siedzącej często aktywowany jest powierzchowny mięsień prostownik grzbietu odcinka piersiowego i przednio-dolna część mięśnia skośnego wewnętrznego, które są mniej aktywowane w biernych pozycjach tułowia. Natomiast porównując pozycję siedzącą

z pozycją stojącą, podobnie jak w niniejszej pracy, wykazano większą aktywność mięśniową prostownika grzbietu w okolicy klatki piersiowej podczas siedzenia. Otrzymano jednak odmienne zależności w przypadku aktywności mięśnia skośnego wewnętrznego - O'Sullivan i in. [191] zarejestrowali niższą aktywność mięśniową w trakcie siedzenia niż stania. W pracy Claus i in. [56] przeanalizowano cztery pozycje siedzące charakteryzujące się subtelnymi zmianami w krzywiznach odcinka piersiowo-lędźwiowego i lędźwiowego kręgosłupa. Wyniki wykazały różne poziomy aktywności mięśni, szczególnie w głębokich i powierzchownych częściach mięśnia wielodzielnego lędźwiowego między poszczególnymi pozycjami. Natomiast wyniki pomiarów USG przedstawione w pracy Reeve i in. [225] potwierdziły wpływ przyjętej pozycji na grubość mięśnia poprzecznego brzucha – zarówno w pozycjach stojących jak i siedzących wyprostowaną, neutralną pozycją lędźwiowo-miedniczną obserwowano zwiększenie grubości mięśnia poprzecznego brzucha w porównaniu do odchyłonej do tyłu pozycji stojącej lub zgarbionej pozycji siedzącej. W przypadku zestawienia wyprostowanej pozycji stojącej z wyprostowaną pozycją siedzącą niewiele większą grubość mięśnia poprzecznego zarejestrowano w trakcie stania. Autorzy sugerują, że zwiększona grubość oznacza zwiększoną aktywność, co nie zostało potwierdzone w niniejszej pracy – wyniki symulacji wskazują na zwiększoną aktywność mięśnia poprzecznego brzucha w trakcie pozycji siedzącej.

Dane literaturowe potwierdzają, że aktywność mięśni tułowia zależy od przyjętej pozycji siedzącej, która może się znacząco różnić. Różne ułożenie poszczególnych segmentów ciała podczas siedzenia może powodować różny poziom aktywności poszczególnych mięśni. Różnice zauważyć można analizując wyniki przytoczonych prac naukowych. Należy również zaznaczyć, że w niniejszej pracy sposób siedzenia nie był narzucany – zadaniem osoby badanej było przyjęcie pozycji neutralnej, dodatkowo w niniejszej pracy przedstawiono wyniki dla uśrednionej neutralnej pozycji siedzącej.



### **4.3.3 Wnioski**

Na podstawie przeprowadzonych analiz porównawczych pozycji stojącej oraz pozycji siedzącej sformułowano następujące wnioski:

- pozycja siedząca może doprowadzić do wzrostu obciążeń w poszczególnych segmentach odcinka lędźwiowego średnio od 155% do nawet 184% w odniesieniu do pozycji stojącej (100%),
- aktywność układu mięśniowego różni się w pozycji stojącej i siedzącej: podczas pozycji siedzącej odnotowano zwiększone wartości sił mięśni prostownika grzbietu, mięśnia poprzecznego brzucha, mięśnia skośnego wewnętrznego brzucha i mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha,
- wykazano, iż wartości obciążeń kręgosłupa (wypadkowe siły reakcji w stawach międzykręgowych odcinka lędźwiowego) podczas pozycji siedzącej zależą od kąta pochylenia tułowia oraz kąta nachylenia miednicy:
  - ustawianie w miednicy w tyłopochyleniu powoduje wzrost obciążeń,
  - im większe pochylenie tułowia tym większe obciążenia.



#### **4.4 Prognozowanie konsekwencji siedzącego trybu życia**

Długotrwałe unikanie aktywności fizycznej wiąże się ze znacznymi zmianami w masie ciała, co może prowadzić do występowania nadwagi lub otyłości. Ponadto, brak regularnego ruchu wpływa na spadek siły mięśniowej, szczególnie w obrębie mięśni posturalnych, co może prowadzić do osłabienia stabilizacji ciała oraz zwiększonego ryzyka kontuzji. Zmiany te mają również swoje odzwierciedlenie w postawie ciała, której pogorszenie może być wynikiem osłabienia mięśni i długotrwałego utrzymywania niewłaściwej pozycji siedzącej. Takie zmiany mogą prowadzić do przewlekłych dolegliwości bólowych, zwłaszcza w obrębie kręgosłupa. W niniejszym rozdziale podjęto próbę prognozowania skutków prowadzenia siedzącego stylu życia, tj. zmiany masy, zmiany własności siłowych mięśni oraz postawy ciała, na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego podczas wybranych czynności dnia codziennego.

##### **4.4.1 Wpływ zmiany masy ciała na obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego**

Podstawowym czynnikiem ryzyka występowania nadwagi i otyłości w populacji jest brak równowagi energetycznej pomiędzy ilością przyjmowanej podczas posiłku energii a jej wydatkowaniem [235]. Nadwaga i otyłość określana jako nieprawidłowe lub nadmierne gromadzenie tłuszczu coraz częściej zaczyna stanowić zagrożenie dla życia. Otyłość wskazywana jest jako przyczyna występowania chorób układu sercowo-naczyniowego, cukrzycy, chorób nerek, zaburzeń układu mięśniowo-szkieletowego oraz zaburzeń neurologicznych [63]. Ważną rolę w rosnącym problemie nadwagi i otyłości może odgrywać coraz bardziej popularny siedzący styl życia oraz coraz mniejsza aktywność fizyczna [163, 174].

Powszechnie przyjętym wskaźnikiem stosowanym do oceny masy ciała jest wskaźnik BMI (ang. Body Mass Index). Światowa Organizacja Zdrowia definiuje BMI jako: „prosty wskaźnik masy ciała do wzrostu, który jest powszechnie stosowany do klasyfikowania niedowagi, nadwagi i otyłości u osób dorosłych”. BMI oblicza się, dzieląc masę ciała w kilogramach przez kwadrat wysokości ciała w metrach ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ). U osób dorosłych wartość wskaźnika powyżej  $25 \text{ kg}/\text{m}^2$  uznawana jest za nadwagę, powyżej  $30 \text{ kg}/\text{m}^2$  za otyłość, natomiast  $>35 \text{ kg}/\text{m}^2$  oraz  $>40 \text{ kg}/\text{m}^2$  odpowiednio za otyłość II i III stopnia. Wskaźnik BMI jest ważnym narzędziem przesiewowym, który można wyznaczyć szybko i w każdych warunkach. Wskaźnik ten spełnia istotną rolę w monitorowaniu częstości występowania otyłości w populacji oraz w badaniach epidemiologicznych. Ujednolicona klasyfikacja nadwagi

i otyłości umożliwi porównywanie częstości występowania problemu na poziomie lokalnym, krajowym oraz globalnym.

Celem niniejszej części pracy była ocena wpływu prognozowanego wzrostu BMI będącego konsekwencją siedzącego stylu życia na funkcjonowanie narządu ruchu człowieka podczas wykonywania typowych czynności życia codziennego.

#### **4.4.1.1 Metodyka badań modelowych**

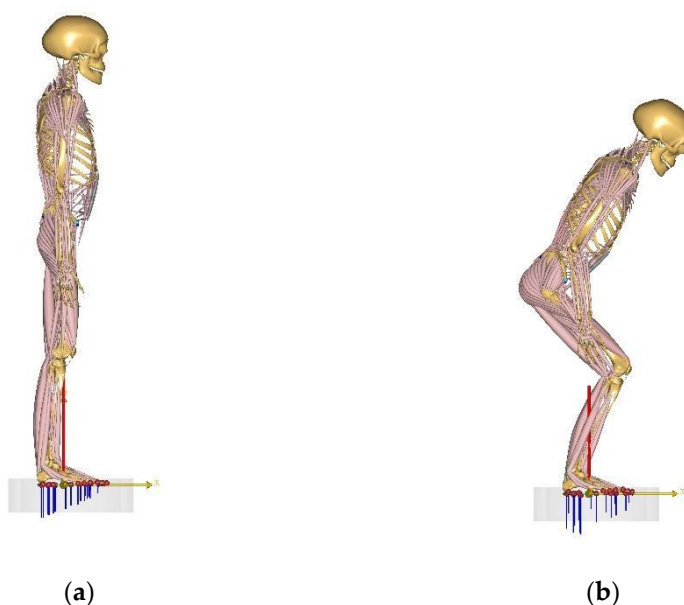
W pierwszym etapie pracy na podstawie danych literaturowych opracowano model predykcji zmiany BMI w latach 2020-2050. Opublikowana przez NCD Risk Factor Collaboration (NCD-RisC) baza danych przedstawia coroczną zmianę średniej wartości wskaźnika BMI w latach 1975-2016 z uwzględnieniem płci oraz podziałem na poszczególne kraje, regiony oraz cały świat [27, 183]. W niniejszej pracy zdecydowano na wykorzystanie informacji dot. BMI począwszy od roku 1975 z krokiem co 5 lat, czyli kolejno 1980, 1985, 1990 itd. aż do roku 2015. Następnie wyznaczono różnicę w wartościach BMI pomiędzy analizowanymi okresami. Na podstawie zmian BMI występujących w ostatniej dekadzie (2005, 2010, 2015) dokonano oszacowania wartości wskaźnika BMI w latach 2020-2050. Model predykcji zmian BMI pozwala na oszacowanie wartości tego wskaźnika dla przeciętnego Polaka, przeciętnego Europejczyka lub przeciętnego mężczyzny (średnia światowa).

Następnie określenia wpływu zmiany BMI na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego człowieka dokonano na podstawie wyników uzyskanych w ramach symulacji numerycznych przeprowadzonych w środowisku AnyBody Modeling System. Ocenę wpływu rosnącego BMI zdecydowano przeprowadzić się na podstawie analizy dwóch czynności dnia codziennego, tj. stanie oraz siadanie. Jako dane wejściowe do opracowania modelu posłużyły informacje dotyczące kinematyki zarejestrowane w trakcie badań doświadczanych zaprezentowane przez Nowakowska-Lipiec i in. [186] oraz opracowany w ramach niniejszej pracy model predykcji zmiany BMI. Do przeprowadzenia symulacji wykorzystano uśrednione dla 30-osobowej grupy osób badanych wartości kątowe w stawie nadgarstkowym, stawie łokciowym, stawie ramiennym, stawie biodrowym, stawie kolanowym oraz stawie skokowym. W przypadku czynności siadania do dalszych analiz wybrano najbardziej obciążający układ szkieletowo-mięśniowy moment - chwilę przed pierwszym kontaktem z krzesłem [187].

Symulacji pozycji stojącej oraz siadania dokonano z wykorzystaniem modelu całego ciała człowieka – modelu StandingModel. Do przeskalowania rozmiarów poszczególnych segmentów oraz sił mięśniowych wykorzystano metodę skalowania – ScalingLengthMassFat.

Masę ciała oraz procentową zawartość tkanki tłuszczowej wyznaczono na podstawie BMI, przyjmując średnią wysokość ciała Polaka jako 1,80m, Europejczyka – 1,78m, przeciętnego mężczyzny – 1,70m zgodnie z danymi przedstawionymi przez Rodriguez-Martinez i in. [184, 232].

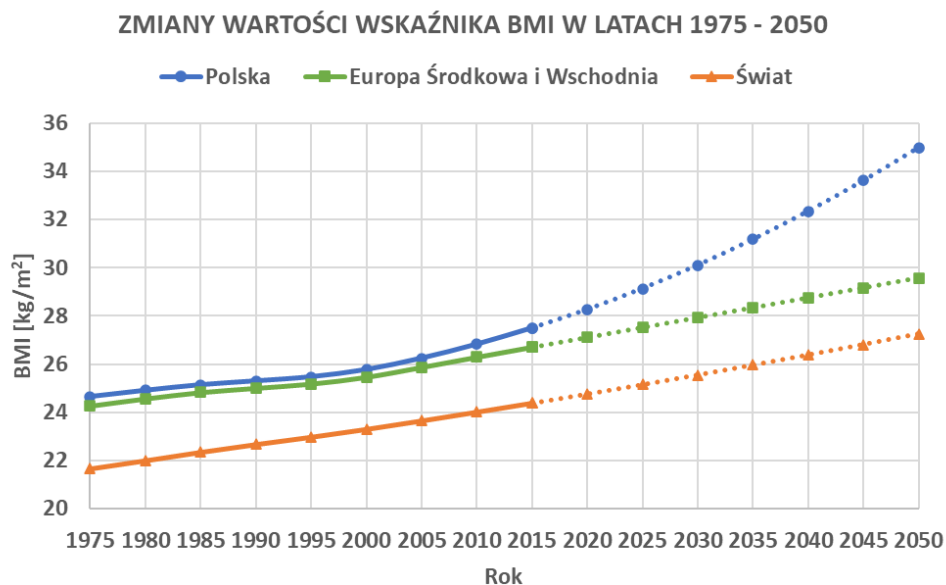
Przeprowadzone symulacje pozwoliły na wyznaczenie obciążeń występujących w układzie mięśniowo-szkieletowym dla wzrastającego poziomu BMI. W niniejszej pracy analizie poddano: wypadkowe wartości sił reakcji w stawie międzykręgowym L5-S1, stawie biodrowym i kolanowym oraz zmęczenie mięśniowe.



Rys. 4.12 Model matematyczny układu mięśniowo-szkieletowego przedstawiający analizowane czynności: (a) stanie oraz (b) siadanie.

#### 4.4.1.2 Wyniki i dyskusja

Na podstawie opracowanego modelu predykcji BMI wyznaczono średnie wartości BMI dla przeciętnego Polaka, Europejczyka i mężczyzny (średnia światowa) w latach 1975-2015 wraz z prognozowanymi zmianami na lata 2020-2050 – Rys. 4.13.



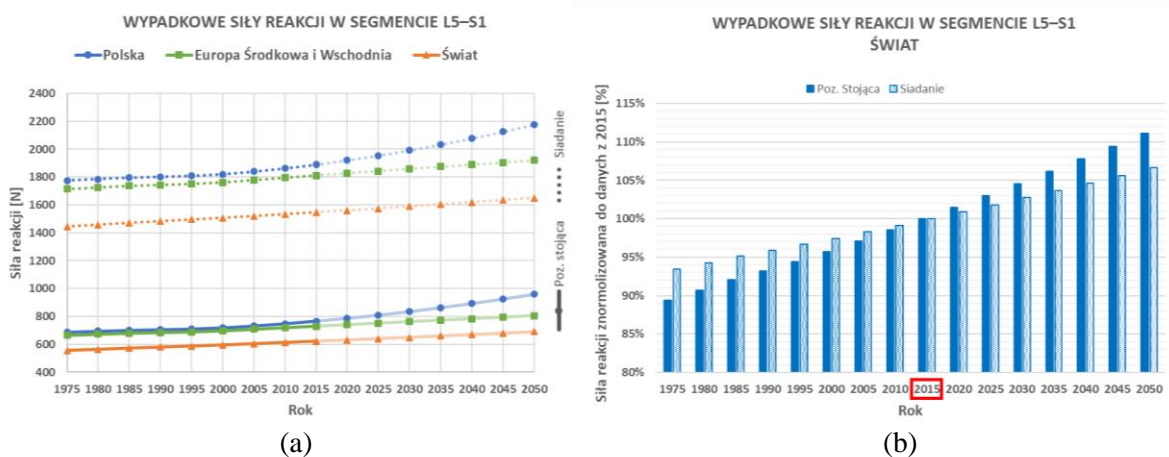
Rys. 4.13 Średnie wartości BMI w Polsce, Europie i na świecie (1975-2050) [27, 183] wraz z prognozowanymi zmianami na lata 2020-2050 [298].

Na Rys. 4.14 przedstawiono zmianę wartości wypadkowej siły reakcji występującej w stawie L5-S1 odcinka lędźwiowego podczas stania i siadania na krzesło. Uzyskane wyniki pokazują, iż wraz z upływem lat i wzrostem średniej wartości BMI dochodzi do zwiększenia obciążeń występujących w dolnych partiach kręgosłupa. W przypadku analizowanych czynności różnica w wartościach obciążeń pomiędzy rokiem 1975 a 2015 wyniosła ok 9-11% (65-70N) dla pozycji stojącej oraz 5-7% (97-115N) dla siadania. Prognozowany na następne lata wzrost BMI może doprowadzić do kolejnego wzrostu wypadkowej siły reakcji w stawie międzykręgowym L5-S1, co w rezultacie w roku 2050 daje wzrost wartości o ok. 21-39% (135-271N) dla stania i 12-23% (204-401N) podczas siadania w porównaniu z danymi z 1975r.

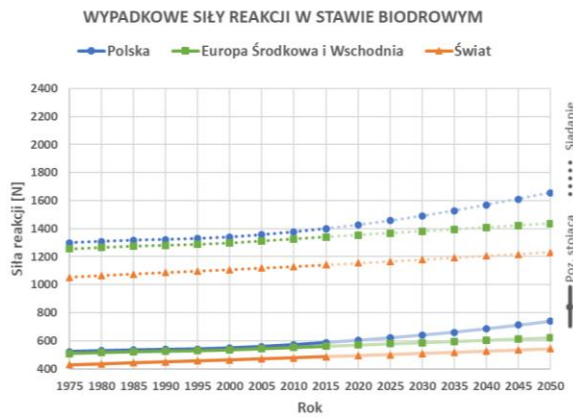
Podobne tendencje zauważano również w przypadku obciążeń występujących w stawie biodrowym oraz kolanowym (Rys. 4.15-Rys. 4.16). Wypadkowa siła reakcji w tych stawach rośnie wraz z upływem lat, czyli wzrostem BMI. W stawie biodrowym w ciągu analizowanych 75 lat wartości obciążeń zmieniają się w zakresach: dla pozycji stojącej: 523-739N (Poland), 508-620N (Europa), 429-542N (World), oraz dla siadania: 1300-1655N (Poland), 1255-1437N (Europa), 1052-1231N (World). Natomiast w stawie kolanowym zarejestrowano największe wartości wypadkowej siły reakcji wynoszące ponad 2300N. Dla poszczególnych wariantów

zanotowano następujące wartości siły: dla pozycji stojącej: 767-1105N (Poland), 748-921N (Europa), 639-811N (World), oraz dla siadania: 1578-2345N (Poland), 1526-1927N (Europa), 1251-1648N (World).

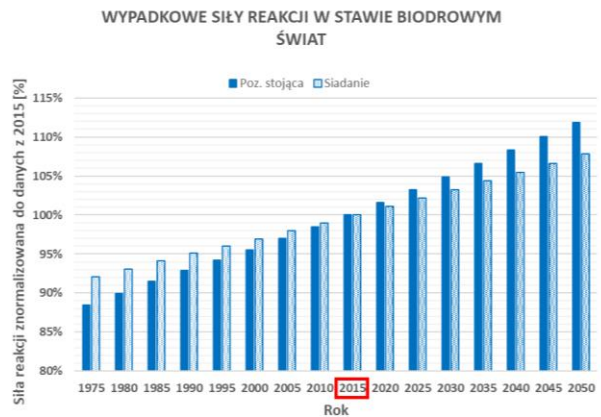
Analizie poddano również wpływ wzrostu BMI na poziom zmęczenia mięśni – Rys. 4.17. Porównując aktywność mięśniową z 1975r. generowaną podczas typowych czynności dnia codziennego, tj. stanie i siadanie dostrzeżono różnice w wartościach funkcji celu odpowiednio wynoszące: dla przeciętnego Polaka – 1.30, przeciętnego Europejczyka – 1.22, przeciętnego mężczyzny – 0.90. Zaobserwowany do 2015r. oraz zakładany w kolejnych latach wzrost BMI przyczynia się do zwiększenia przez organizm zmęczenia mięśniowego, co w 2050r. może poskutkować wzrostem różnic w wartościach funkcji celu pomiędzy analizowanymi czynnościami na poziomie: 2.86 – przeciętnego Polaka, 1.70 – przeciętnego Europejczyka, 1.20 – w przypadku przeciętnego mężczyzny. Wzrost różnic świadczy o konieczności wygenerowania przez układ mięśniowy większej ilości siły do wykonania całej czas tych samych czynności. Uzyskane w symulacjach wyniki pokazują, że w ciągu tych 75 lat może dojść od 1.4 do nawet 4-krotnego zwiększenia zmęczenia mięśniowego podczas stania i siadania na krzesło.



Rys. 4.14 Przewidywane zmiany obciążenia w segmencie L5-S1 w latach 1975-2050: (a) siła wypadkowa, (b) siła wypadkowa znormalizowana do danych z 2015 r. Czerwonym prostokątem zaznaczono ostatni rok, dla którego symulacje oparto na danych literaturowych [298].

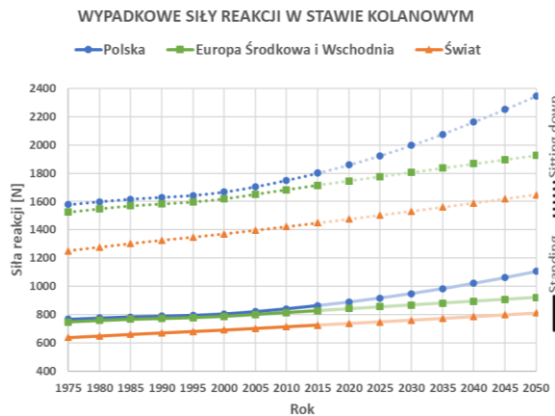


(a)

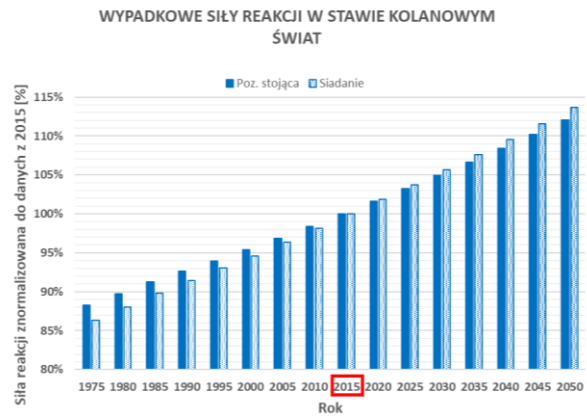


(b)

Rys. 4.15 Przewidywane zmiany obciążenia w stawie biodrowym w latach 1975-2050: (a) siła wypadkowa, (b) siła wypadkowa znormalizowana do danych z 2015 r. Czerwonym prostokątem zaznaczono ostatni rok, dla którego symulacje oparto na danych literaturowych [298].

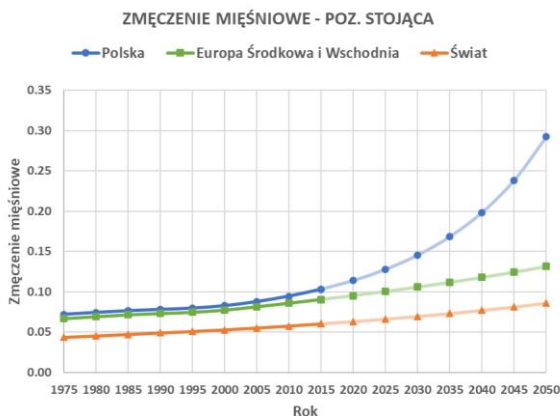


(a)

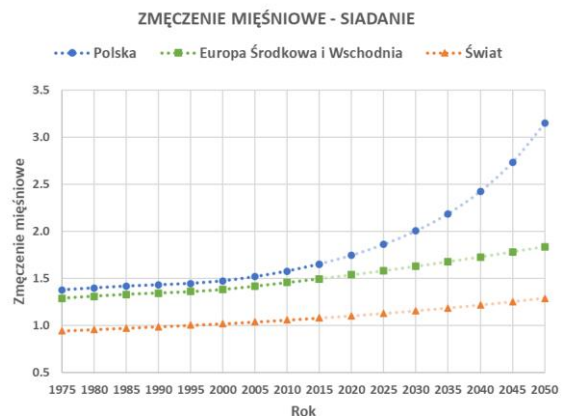


(b)

Rys. 4.16 Przewidywane zmiany obciążenia w stawie kolanowym w latach 1975-2050: (a) siła wypadkowa, (b) siła wypadkowa znormalizowana do danych z 2015 r. Czerwonym prostokątem zaznaczono ostatni rok, dla którego symulacje oparto na danych literaturowych [298].



(a)



(b)

Rys. 4.17 Zmiany w zmęczeniu mięśni na przestrzeni lat podczas (a) stania, (b) siadania [298].

Stanie oraz ruch siadania, powtarzany średnio od 33 do 71 razy dziennie [235], stanowi istotny element codziennej aktywności większości ludzi. W związku z tym w niniejszej pracy podjęto analizę wpływu wzrostu masy ciała na funkcjonowanie narządu ruchu podczas wykonywania tych podstawowych czynności. Oczekiwać można, że u osób z wyższym poziomem BMI obciążenia dolnej części pleców będą wyższe podczas wykonywania codziennych czynności, ponieważ dodatkowa masa ciała (tłuszczu) działa jako dodatkowe obciążenie. Liczne badania naukowe określały ilościowo siły wywierane na dolną część pleców i krążek międzykręgowy podczas wykonywania czynności dnia codziennego [233, 285, 299, 301]. Jednak niewiele jest badań dotyczących poziomu obciążenia dolnego odcinka kręgosłupa osób z wysokim poziomem BMI [90, 104, 307].

Zarówno niniejsze badania, praca Hajihosseinali i in. [104] oraz Ghezelbash i in. [90] potwierdziły hipotezę, iż zmiana masy ciała wpływa na obciążenia kręgosłupa. Hajihosseinali i in. [104] zbadali wpływ zmian masy ciała na obciążenia kręgosłupa, wykorzystując szczegółowy, wielostawowy, skalowalny model tułowia. W przeprowadzonych badaniach wykazali, że obciążenia kręgosłupa wzrosły nawet o 15% u osób ze znaczną otyłością ( $BMI > 30 \text{ kg/m}^2$ ). Natomiast przedstawione w niniejszej pracy prognozy wskazują, że od 2015 roku (gdy średnia BMI dla świata znajdowała się w górnej granicy wyniku prawidłowego) do roku 2050 średnia wartość BMI dla świata wzrośnie ok.  $3 \text{ kg/m}^2$ . Przewidywany wzrost BMI w przeprowadzonych symulacjach wpływa na zwiększenie obciążeń na poziomie L5-S1 wynoszące około 11%. Ghezelbash i in. [90], którzy w swojej pracy wykorzystali spersonalizowany mięśniowo-szkieletowy model tułowia, wykazali, że zwiększenie masy ciała z 55 do 120 kg niemal podwaja siły kompresyjne na poziomach L4-L5 i L5-S1. Oczywiście stopień wzrostu obciążeń kręgosłupa będzie różny dla symulowanych pozycji czy czynności dnia codziennego. W niniejszej pracy porównano wyłącznie pozycję stojącą oraz siadanie na krzesło. Można zauważyć, iż wartości wypadkowej siły reakcji w segmencie L5-S1 są 2,5-krotnie wyższe podczas siadania w porównaniu do pozycji stojącej. Hajihosseinali i in. [104] wykazali, że wzrost obciążeń będzie większy w przypadku zadań w pozycjach zgiętych w porównaniu do tych w pozycji pionowej. Dowiedziono, że w przypadku podnoszenia i trzymania przedmiotów, wraz ze wzrostem masy ciała z 51 do 119 kg, kompresja L5-S1 wzrosła o ~ 80%-147% przy nieobciążonych kończynach górnych i o ~ 46%-52% w zadaniach związanych z trzymaniem przedmiotu z pochyleniem tułowia. Ghezelbash i in. [90] dodatkowo zbadali wpływ różnych czynników tj. wiek, płeć, wysokość ciała oraz masa ciała na obciążenia kręgosłupa. Jako największy wpływ na obciążenia dolnych partii pleców wskazano właśnie wahania masy ciała, natomiast na drugim miejscu wymieniono płeć. Kobiety doświadczają



nieceo większych obciążeń niż mężczyźni – o około 4,7% w zakresie sił ściskających i 8,7% w zakresie sił ścinających. W niniejszej pracy symulacje dotyczyły wyłącznie zmiany BMI u mężczyzn, natomiast uwzględniając rejon zamieszkania. Największy wzrost obciążeń zaobserwowano u przeciętnego Polaka, co związane jest z największym prognozowanym w najbliższych latach wzrostem BMI (Rys. 4.13-Rys. 4.14). Nadmierne obciążenia kręgosłupa zostały w literaturze uznane za czynnik ryzyka bólu pleców [35, 57, 246]. Dodatkowo kompleksowe badanie Zhou i in. [307] zapewniają, że wyższy wskaźnik BMI jest przyczynowo związany z ryzykiem zwyrodnienia krążka międzykręgowego, rwy kulszowej i właśnie dolegliwości dolnych partii kręgosłupa.

Tendencja ludzkiego ciała do gromadzenia i utrzymywania tkanki tłuszczowej jest problematyczna nie tylko dla zdrowia dolnego odcinka kręgosłupa. Viester i in, [276] wskazują, że BMI jest powiązane z dolegliwościami układu mięśniowo-szkieletowego, zwłaszcza w obrębie kończyn dolnych. Zwiększone siły działające na stawy prawdopodobnie odgrywają większą rolę w związku między wysokim BMI a obciążonymi stawami (plecy i kończyny dolne), w porównaniu z objawami w stawach nieobciążonych (w barku/szyi i kończynach górnych) [276]. W niniejszej pracy przedstawiono wpływ wzrostu masy ciała na obciążenia występujące w stawie biodrowym oraz kolanowym. Według prognozowanych danych do 2050r. w analizowanych stawach kończyn dolnych może nastąpić wzrost wypadkowej siły reakcji nawet o 14% względem danych z 2015r. (Rys. 4.15-Rys. 4.16). Należy również zauważyć, iż wartości sił reakcji są zdecydowanie większe w przypadku stawu kolanowego. Obserwowany w stawach kończyn dolnych wzrost obciążeń wynikający ze wzrostu BMI może przyczyniać się do rozwoju choroby zwyrodnieniowej stawu biodrowego lub kolanowego, przewlekłego bólu kończyn dolnych w jednym lub kilku miejscach oraz ograniczeń w mobilności [271].

Nadwaga i otyłość wpływają nie tylko na wzrost obciążeń w kręgosłupie czy stawach kończyn dolnych, ale na także funkcjonowanie całego układu mięśniowo-szkieletowego. Przedstawiony w pracy wzrost zmęczenia mięśniowego wraz z upływem czasu i wzrostem BMI sugeruje, iż nadwaga i otyłość mogą doprowadzić do generowania większej siły mięśniowej podczas wykonywania najprostszych, podstawowych czynności dnia codziennego jakimi jest stanie czy wstawanie z krzesła. Wyniki symulacji sugerują, że do 2050r. w przypadku przeciętnego mężczyzny może dojść nawet od 1.4 do 2-krotnego wzrostu zmęczenia mięśni względem roku 1975 (Rys. 4.17), co potwierdza, iż wzrost masy ciała wpływa na zmianę funkcjonowania układu mięśniowego. Odzwierciedlenie negatywnego wpływu zwiększenia masy ciała na funkcjonowanie narządu ruchu można dostrzec w najprostszych czynnościach



dnia codziennego. Hergenroeder i in. [110] zaobserwowali, że otyli uczestnicy badań w porównaniu do osób o normalnej masie oraz nadwadze czuli się bardziej ograniczeni w wykonywaniu zadań życiowych oraz zgłaszali większe trudności z wykonywaniem czynności funkcjonalnych. W 6 minutowym teście chodu osoby otyłe uzyskiwały gorsze wyniki niż osoby o prawidłowym BMI [110], czego wyjaśnieniem może być obserwowany podczas chodzenia u osób otyłych wyższy wydatek energetyczny, a także zmieniona wydajność mechaniczna [65, 86, 145]. Hulens i in. [119] sugerują również, że być może otyłość zwiększa koszt utrzymania masy ciała z powodu mniejszej mocy kończyn dolnych specyficznej dla masy. Niewystarczająca siła mięśniowa, szczególnie kończyn dolnych, może upośledzić funkcje motoryczne, jednocześnie uniemożliwiając wykonywanie czynności codziennych, a także obniżając zdolność do pracy [113, 157].

#### **4.4.1.3 Wnioski**

Na podstawie przeprowadzonych analiz wpływu prognozowanego wzrostu BMI na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego sformułowano następujące wnioski:

- prognozy wskazują na dalszy szybki przyrost wskaźnika BMI w kolejnych dekadach, zarówno dla ludności w Polsce, Europie jak i na świecie, co w głównej mierze wynika z coraz powszechniejszego siedzącego stylu życia,
- wzrost wartości BMI prowadzi do zwiększenia obciążeń przenoszonych przez narząd ruchu człowieka,
- wzrost wartości BMI skutkuje zwiększonym zmęczeniem mięśni podczas wykonywania typowych czynności dnia codziennego,
- konsekwencjami wzrostu masy i obciążeń układu mięśniowo-szkieletowego mogą być dolegliwości bólowe w obrębie kręgosłupa czy kończyn dolnych.

#### **4.4.2 Wpływ zmiany masy na możliwości wykonywania podstawowych czynności dnia codziennego**

Obok prawidłowej masy ciała i poziomu tkanki tłuszczowej, dla poprawnego funkcjonowania narządu ruchu niezwykle istotny jest poziom masy mięśniowej i stan układu mięśniowego (m.in. zdolności siłowe) [256]. Część badaczy wskazuje, że wyższy wskaźnik masy ciała (BMI) związany jest z większą masą mięśniową oraz zdolnościami siłowymi mięśni [42, 256]. Jednak po znormalizowaniu wyników względem masy ciała lub masy mięśniowej, osoby otyłe wykazywały osłabioną funkcję mięśni (tj. obniżoną jakość mięśni) [42, 256, 273]. Otyłość charakteryzuje się zwiększonymi wymiarami i masą ciała, które mogą zmieniać zdolność do wykonywania codziennych czynności [16, 93, 115], a także modyfikować postawę ciała oraz strategie ruchowe stosowane w celu ich pomyślnego wykonania [92]. Otyłość jest również często identyfikowana jako szkodliwy czynnik ograniczający wykonywanie zadań funkcjonalnych [16, 40, 93, 143].

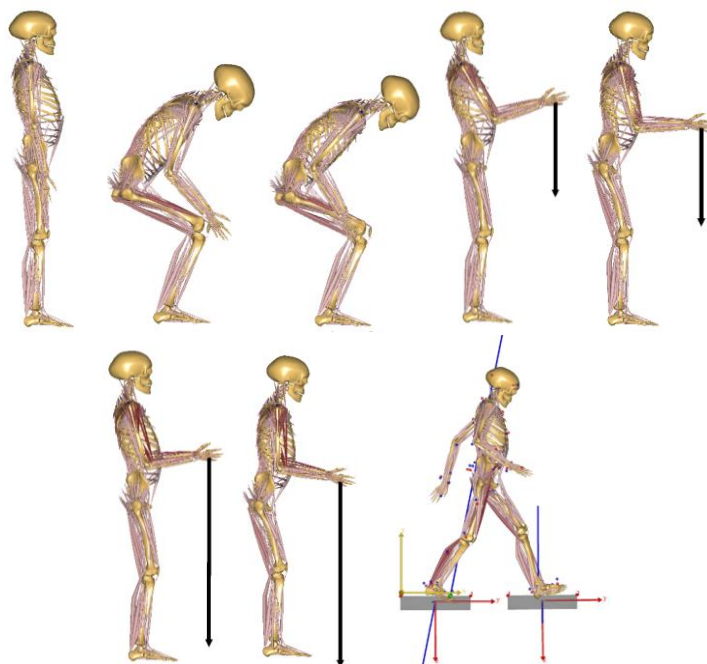
Z drugiej strony obecne czasy są pełne kultu szczupłej sylwetki i tężyzny fizycznej. Wiele osób w pogoni za wymarzoną sylwetką zapomina, że prawidłowa masa ciała zapewnia odpowiednie funkcjonowanie organizmu. Warto podkreślić, że niedożywienie, zbyt mała ilość tkanki tłuszczowej i masy mięśniowej również nie jest pożądanym zjawiskiem [94]. Ponadto szczupłość, w porównaniu z nadwagą i otyłością, jest pomijana w badaniach naukowych w aspekcie przyczynowości, zagrożeń dla zdrowia i związanych z nimi patologii [94, 146]. Niedowaga, w wielu przypadkach wiąże się z obniżoną ilością masy mięśniowej, a tym samym z zmniejszonymi możliwościami siłowymi, co również może ograniczać zadania funkcjonalne [9] i wpływać na modyfikację strategii ruchowych w celu osiągnięcia zamierzonego celu.

Zgodnie z przewidywaniami, wyniki badań naukowych wskazują również, że dorośli z wyższym BMI mają tendencję do doświadczania większych ograniczeń podczas wykonywania czynności dnia codziennego niż dorośli z niższym BMI [76]. Erwin i in. [76] dokonując szerokiego przeglądu literatury potwierdzili również, iż nie istnieje żadna miara która pozwala na ocenę ograniczeń danej aktywności ruchowej. Obecnie prace badające związek między masą ciała a zadaniami funkcjonalnymi koncentrowały się przede wszystkim na ograniczeniu mobilności fizycznej wynikającej z budowy ciała, natomiast w niewielkim stopniu skupiały się na określeniu wpływu zmiany masy na funkcjonowanie układu mięśniowego.

Celem niniejszej części pracy było określenie wpływu zmiany masy ciała na możliwości wykonywania podstawowych czynności dnia codziennego.

#### **4.4.2.1 Metodyka badań modelowych**

Funkcjonowanie układu mięśniowego podczas wykonywania podstawowych czynności dnia codziennego określono na podstawie wyników symulacji komputerowych przeprowadzonych w środowisku AnyBody Modeling System z wykorzystaniem dwóch najpopularniejszych modeli całego ciała człowieka: StandingModel oraz GaitFullBodyModel. Analizie poddano czynności dnia codziennego tj. stanie, siadanie i wstawanie z krzesła, trzymanie 10kg i 20kg przedmiotu, podnoszenie 10kg i 20kg przedmiotu ze stołu oraz chód (Rys. 4.18).



Rys. 4.18 Modele analizowanych czynności dnia codziennego.

Jako dane wejściowe do opracowania modeli posłużyły dane kinematyczne oraz dynamiczne uzyskane w trakcie badań doświadczalnych [186]. W badaniach tych udział wzięło 30 osób dorosłych, których zadaniem było wykonanie poszczególnych czynności dnia codziennego. Do zarejestrowania analizowanych czynności wykorzystano system optyczny APAS. Natomiast w przypadku chodu rejestracji ruchu dokonano za pomocą systemu optoelektronicznego BTS Smart. Symulacje przeprowadzono dla uśrednionych wartości kinematycznych i dynamicznych całej grupy. Danymi wyjściowymi była osoba o wzroście 1.73 i masie 62kg. Symulacje analizowanych czynności dokonano zmieniając masę ciała w zakresie od 50kg do 100kg z krokiem co 2kg (Tabela 4.2), co pozwoliło na określenie wyłącznie wpływu zmiany masy (od nadmiernej szczupłości do skrajnej otyłości) na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego.

Tabela 4.2 Analizowane warianty symulacji czynności dnia codziennego uwzględniające zmianę masy.

Lp.	Wzrost [m]	Masa [kg]	BMI	Kategoria	Ryzyko chorób towarzyszących otyłości
1	1,73	50	16,71	niedowaga	minimalne
2	1,73	52	17,37		
3	1,73	54	18,04		
4	1,73	56	18,71	prawidłowa	minimalne
5	1,73	58	19,38		
6	1,73	60	20,05		
7	1,73	62	20,72		
8	1,73	64	21,38		
9	1,73	66	22,05		
10	1,73	68	22,72		
11	1,73	70	23,39		
12	1,73	72	24,06		
13	1,73	74	24,73		
14	1,73	76	25,39	nadwaga	średnie
15	1,73	78	26,06		
16	1,73	80	26,73		
17	1,73	82	27,40		
18	1,73	84	28,07		
19	1,73	86	28,73		
20	1,73	88	29,40		
21	1,73	90	30,07	otyłość	wysokie
22	1,73	92	30,74		
23	1,73	94	31,41		
24	1,73	96	32,08		
25	1,73	98	32,74		
26	1,73	100	33,41		

W procesie modyfikowania modeli matematycznych StandingModel i GaitFullModel oraz przeprowadzania symulacji przyjęto następujące założenia i uproszczenia:

- założono symetryczność budowy ciała oraz wykonywania wszystkich analizowanych czynności za wyjątkiem chodu,
- wymiary segmentów ciała oraz wartości maksymalnej do wygenerowania siły mięśniowej określono za pomocą metody skalowania ScallingLengthMassFat,
- w przypadku czynności siadania i wstawiania z krzesła oraz podnoszenia przedmiotu ze stołu symulacje przeprowadzono dla jednej chwili czasowej:
  - siadanie – ostatni moment przed kontaktem z siedziskiem,

- wstawanie – moment oderwania ciała od siedziska,
- podnoszenie przedmiotu ze stołu – moment oderwania przedmiotu z blatu stołu.
- podnoszenie przedmiotu o masie 10kg i 20kg odwzorowano za pomocą przyłożonych do środka każdej dłoni wektorów sił działających w osi OY odpowiednio o wartości -49.1N oraz -98.2N,
- w trakcie symulacji nie uwzględniono ewentualnej zmiany kinematyki ruchu wynikającej ze zmiany masy ciała.

Przeprowadzone symulacje podstawowych czynności dnia codziennego pozwoliły na określenie funkcjonowania układu mięśniowego. Możliwość wykonania danej czynności określono na podstawie wyznaczonego dla poszczególnych mięśni parametru Activity – wartości aktywności mięśniowej, który szczegółowo został opisany w rozdziale 4.2.3.

#### **4.4.2.2 Wyniki i dyskusja**

Wpływ zmiany masy ciała na możliwość wykonania podstawowych czynności dnia codziennego zestawiono w Tabeli 4.3. Symbolem ✓ zaznaczono czynności, w przypadku których wartość aktywności mięśniowej poszczególnych włókien mięśniowych znajdowała się w zakresie ( $0 < \text{Activity} < 1$ ), co wskazuje na prawidłowe funkcjonowanie układu mięśniowego. Kolorem żółtym zaznaczono czynności, gdzie wartość aktywności mięśniowej (Activity) któregoś z mięśni była równa 1, co oznacza, iż dla tej czynności dany mięsień osiągnął maksymalną siłę mięśniową możliwą do wygenerowania. Natomiast symbolem X oraz kolorem czerwonym oznaczono warunki, przy których wykonanie czynności spowodowało przekroczenie maksymalnej aktywności mięśniowej ( $\text{Activity} > 1$ ) – doszło do przeciążenia układu mięśniowego.

Tabela 4.3 Zestawienie możliwości wykonania poszczególnych czynności dnia codziennego [297].

			Aktywności dnia codziennego							
			Poz. stojąca	Siadanie	Wstanie z krzesła	Trzymanie 10kg przedmiotu	Podnoszenie 10kg przedmiotu	Trzymanie 20kg przedmiotu	Podnoszenie 20kg przedmiotu	Chód
Masa ciała [kg]	50	Nie-dowaga	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	52		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	54		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	56	Prawidłowa	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	58		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	60		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	62		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	64		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	66		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	68		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	70		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	72	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	
	74	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	
	76	Nadwaga	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	78		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	80		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	82		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	84		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	86		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	88	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	
90	Otyłość	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	
92		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	
94		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	
96		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	
98		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	
100		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	

Wpływ masy na możliwość wykonania czynności odnotowano dla trzymania i podnoszenia 20kg przedmiotu oraz chodu. Wykonanie czynności trzymania i podnoszenia 20kg przedmiotu dla każdego analizowanego wariantu było możliwe, lecz spowodowało wygenerowanie maksymalnej siły mięśniowej w przypadku następujących mięśni kończyny górnej: m. ramienny, m. ramiennie-promieniowy, m. dwugłowy ramienia.

W przypadku trzymania przedmiotu potrzebę wygenerowania maksymalnej siły mięśniowej zaobserwowano podczas osiągnięcia przez osobę masy ciała odpowiadającej nadwadze, podczas gdy ruch podnoszenia wymagał wykorzystania maksymalnej siły mięśniowej jeszcze w warunkach prawidłowej masy ciała (72kg). Należy również zauważyć, że w przypadku tych dwóch czynności potrzebę wykorzystania maksymalnej siły mięśniowej zaobserwowano również u osób z niedowagą.

Natomiast podczas chodu dostrzeżono problemy z wykonywaniem ruchu po przekroczeniu 88kg masy ciała (początek otyłości). Zwiększona masa wpłynęła na przeciążenie następujących mięśni kończyn dolnych: mięsień brzuchaty łydki, mięsień piszczelowy przedni, mięsień prosty uda.

Uzyskane wyniki symulacji wskazują, iż czynność podnoszenia i trzymania dodatkowego obciążenia zewnętrznego o dużym ciężarze może prowadzić do generowania maksymalnych wartości sił mięśniowych kończyn górnych u osób z niedowagą, nadwagą i otyłością, co może sugerować problemy z wykonaniem danej czynności. Należy zauważyć, że czynność podnoszenia i trzymania przedmiotu zostały ocenione jako jedne z najbardziej obciążających kręgosłup czynności dnia codziennego [188, 299]. Wyniki Corbeil P. i in. [58] sugerują, że nadwaga otyłego pracownika ma znaczący dodatkowy wpływ na obciążenie struktur mięśniowo-szkieletowych pleców, co naraża otyłych pracowników na większe ryzyko rozwoju schorzeń kręgosłupa. Z drugiej strony osoby z niedowagą i słabymi możliwościami siłowym mięśni mogą mieć trudność z wykonaniem prostego zadania funkcjonalnego [9], a każdy dodatkowy ciężar będzie prowadził do przeciążeń układu ruchu oraz może wiązać się z modyfikacjami strategii ruchowych. Wydaje się, że w przypadku czynności podnoszenia zwiększona masa ciała (nie nadmiernie!), która będzie wiązała się z zwiększonymi możliwościami siłowymi, może być pozytywnie wykorzystywana, również jako część strategii stosowanej techniki podnoszenia.

Uzyskane w tej pracy wyniki symulacji wskazują, że osoby otyłe mogą mieć również problem z samodzielnym chodzeniem, ze względu na znaczne przeciążenie mięśni kończyn dolnych. Hyun Kyyung i in. [130] wykazali, że osoby z wysokim BMI ( $>25 \text{ kg/m}^2$ ) charakteryzowały się odmienną aktywacją mięśni lub wytwarzaniem siły podczas chodu w porównaniu do osób bez nadwagi. Przedstawione przez nich wyniki sugerują, że osoby z nadwagą muszą modyfikować aktywację mięśni kończyn dolnych, aby utrzymać podobny do osób z prawidłową masą ruch COM podczas chodzenia. W wyniku przeprowadzonych w tej pracy symulacji wykazano, iż jednym z mięśni, który może ulec przeciążeniu w wyniku zbyt dużej masy ciała jest mięsień brzuchaty łydki. Neptune i in. [8] wskazują, że zwiększony udział

tego mięśnia, szczególnie podczas fazy wymachu, wynika z jego roli w regulacji pędu ciała, co pośrednio wpływa na utrzymanie środka masy (COM) oraz stabilności dynamicznej. Z punktu widzenia konsekwencji zdrowotnych Amiri i in. [8] sugerują, że zwiększona aktywacja mięśnia brzuchatego łydki jest związana z pojawianiem się choroby zwyrodnieniowej stawów. Spowodowane nadwagą zmiany aktywacji mięśni mogą również powodować nieprawidłowe obciążenie stawów [130]. Ponadto otyłość może powodować spadek funkcji kurczliwości mięśni szkieletowych, prowadząc do ograniczenia mobilności, co w konsekwencji dalej może prowadzić do powiększenia stopnia otyłości i stanowić zagrożenie dla zdrowia [256].

#### **4.4.2.3 Wnioski**

Na podstawie przeprowadzonych analiz wpływu zmiany masy ciała na możliwości wykonania typowych czynności dnia codziennego sformułowano następujące wnioski:

- zarówno nadwaga, otyłość, jak i niedowaga mogą prowadzić do przeciążeń układu mięśniowego podczas wykonywania czynności dnia codziennego, w skrajnych przypadkach osoby z nieprawidłową masą ciała mogą mieć problem z wykonaniem prostego ruchu,
- przy nieprawidłowym BMI podnoszenie 20kg przedmiotu oraz trzymanie go może stać się dużym wyzwaniem. Natomiast w przypadku chodu może nawet dojść do sytuacji, w której osoba nie będzie w stanie wykonać ruchu,
- zbyt niska masa ciała może spowodować, iż dana osoba nie będzie miała odpowiedniej siły, aby wykonać np. czynność podnoszenia, natomiast zwiększona masa ciała wymaga od organizmu większego wydatku energetycznego do wykonania najprostszych czynności dnia codziennego,
- dla prawidłowego funkcjonowania układu mięśniowego podczas codziennych czynności istotne zdaje się utrzymywanie masy ciała w rekomendowanych zakresach zależnych od masy i wzrostu.



#### **4.4.3 Wpływ zmiany masy oraz zdolności siłowych na możliwości wykonywania podstawowych czynności dnia codziennego**

W poprzednich rozdziałach określono wpływ zmiany masy ciała na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego oraz możliwości wykonywania podstawowych czynności dnia codziennego. Zwiększając masę ciała w trakcie symulacji, co prawda dochodziło do wzrostu maksymalnych możliwości siłowych mięśni, jednak dodatkowa masa generowała również większe obciążenia dla układu mięśniowo-szkieletowego. Większa masa ciała prowadziła do przeciążeń stawów, zwłaszcza w obrębie stawu kolanowego, biodrowego oraz odcinka lędźwiowego kręgosłupa, co mogło zwiększać ryzyko urazów oraz zmniejszać efektywność ruchu. Ponadto, dodatkowe kilogramy wymagały większego wysiłku przy wykonywaniu podstawowych czynności dnia codziennego, takich jak podnoszenie przedmiotu czy chodzenie.

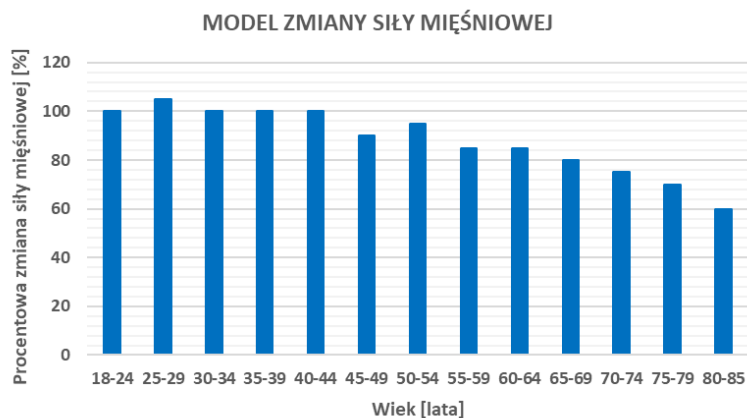
Jednak w symulacjach tych nie uwzględniono zmian zdolności siłowych, które mogą wynikać np. z prowadzonego sedentarnego stylu życia. Zmniejszona aktywność fizyczna skutkuje osłabieniem mięśni, co z kolei prowadzi do większego ryzyka przeciążeń i urazów przy wykonywaniu takich zadań, jak podnoszenie ciężkich przedmiotów, wstawanie czy chodzenie. Dodatkowo, brak regularnych ćwiczeń może prowadzić do zaburzeń w równowadze mięśniowej, co może skutkować niewłaściwą postawą ciała i zwiększać obciążenia w obrębie stawów. Zatem zmiana masy ciała w połączeniu z siedzącym trybem życia wymaga uwzględnienia nie tylko zmian w masie ciała, ale także spadku zdolności siłowych mięśni, które mają kluczowe znaczenie dla funkcjonowania narządu ruchu.

Celem niniejszej analizy była ocena wpływu zmian masy ciała oraz zdolności siłowych mięśni, będących konsekwencją siedzącego trybu życia i naturalnych procesów starzenia, na zdolność do wykonywania podstawowych czynności dnia codziennego.

#### 4.4.3.1 Metodyka badań modelowych

Symulacje numeryczne w środowisku AnyBody Modeling System przeprowadzono ponownie dla czynności dnia codziennego tj.: stanie, siadanie i wstawanie z krzesła, trzymanie 10kg i 20kg przedmiotu, podnoszenie 10kg i 20kg przedmiotu ze stołu oraz chód. Szczegółową metodykę przygotowania modelu, przyjętych założeń i uproszczeń przedstawiono w rozdziale 4.4.2.1. W niniejszych symulacjach oprócz zmiany masy ciała uwzględniono również model zmiany siły mięśniowej. W związku z brakiem w literaturze danych liczbowych dotyczących wpływu sedentarnego stylu życia na zdolności siłowe, opracowano model zmiany siły mięśniowej oparty na badaniach Wang i in. [278], który uwzględnia procentową zmianę aktywności mięśniowej w zależności od wieku - Rys. 4.19. Symulacje przeprowadzono dla wyjściowego modelu mężczyzny o masie ciała wynoszącej 62kg oraz wysokości ciała równej 1,73m. Następnie przeprowadzono symulację wzrostu masy ciała o +10kg, +20kg i +30kg dodatkowo uwzględniając model zmiany siły mięśniowej.

Przeprowadzone symulacje podstawowych czynności dnia codziennego umożliwiły ocenę funkcjonowania układu mięśniowego. Zdolność do wykonania danej czynności ponownie określono na podstawie wartości parametru *Activity* wyznaczonego dla poszczególnych mięśni.



Rys. 4.19 Model zmiany siły mięśniowej wraz z wiekiem.

Tabela 4.4 Analizowane warianty symulacji czynności dnia codziennego uwzględniające zmianę masy ciała oraz model zmiany siły mięśniowej.

Lp.	Wzrost [m]	Masa [kg]	BMI	Kategoria	Ryzyko chorób towarzyszących otyłości
1	1,73	62	21	prawidłowa	minimalne
2	1,73	72	24	prawidłowa	minimalne
3	1,73	82	27	nadwaga	średnie
4	1,73	92	31	otyłość	wysokie

#### **4.4.3.2 Wyniki i dyskusja**

W Tabeli 4.5 przedstawiono analizę możliwości wykonania poszczególnych czynności dnia codziennego dla czterech wariantów, uwzględniających różne masy ciała oraz model zmiany siły mięśniowej. Ocena ta została przeprowadzona na podstawie wartości aktywności mięśniowej (Activity). Czynności, dla których wartość aktywności poszczególnych mięśni mieściła się w przedziale (0,1), uznano za wykonalne i oznaczono symbolem ✓. W przypadkach, gdy wartość aktywności mięśniowej wynosiła 1, co oznacza, że dany mięsień osiągnął maksymalną możliwą do wygenerowania siłę, czynność została wyróżniona kolorem żółtym. Natomiast dla aktywności, w których wartość tego parametru przekraczała 1, stwierdzono przeciążenie układu mięśniowego, prowadzące do niezdolności do wykonania danej czynności, co oznaczono symbolem X.

W wyniku analizy wartości aktywności mięśniowej zaobserwowano, iż wraz z upływem lat mogą wystąpić problemy z wykonywaniem następujących czynności dnia codziennego: trzymanie 20kg przedmiotu, podnoszenie 20kg przedmiotu ze stołu oraz chodzenie. Zauważono, iż na brak możliwości wykonania czynności wpływa zarówno zmiana masy ciała, ale także zdolności mięśniowe zmieniające się wraz z wiekiem. Wraz ze wzrostem masy ciała oraz zmniejszeniem zdolności siłowych dochodzi do coraz szybszego uniemożliwienia wykonania czynności. W przypadku osób utrzymujących przez całe życie masę ciała równą 62kg, w wieku ok. 55lat powoli dochodzi do pojawiania się problemów z wykonywaniem czynności trzymania oraz podnoszenia 20kg przedmiotu, czynności te są co prawda możliwe do wykonania, jednak przy wykorzystaniu maksymalnej siły mięśniowej. Po przekroczeniu 65r.ż. dochodzi do zarejestrowania w przypadku 23-24 mięśni wartości aktywności mięśniowej powyżej 1, co oznacza, iż analizowana czynność jest niemożliwa do wykonania. Również w przypadku grupy osób o masie 72kg czynność podnoszenia oraz trzymania 20kg przedmiotu staje się niemożliwa powyżej 65r.ż. U grupy osób zarówno o masie 82kg jak i 92kg czynność podnoszenia i trzymania 20kg przedmiotu jest problematyczna od najmłodszych lat. Do ok. 55r.ż (92kg) oraz 65r.ż. (82kg) czynności te są wykonywane, natomiast czynności te wymuszają u 1-11 mięśni wygenerowanie siły maksymalnej. W przypadku chodu - pierwsze zaburzenia można obserwować w wieku 45-49 lat (82kg), 70-74 (72kg), 75-79 (62kg). Natomiast przy masie ciała wynoszącej 92kg zaburzenia chodu występują niemal natychmiast. Zbyt duża masa ciała oraz osłabione funkcjonowanie układu mięśniowego powoduje wzrost siły mięśniowej powyżej wartości maksymalnej uniemożliwiając wykonanie najprostszyc

Tabela 4.5 Zestawienie możliwości wykonania poszczególnych czynności dnia codziennego z uwzględnieniem możliwości siłowych zmieniających się wraz z wiekiem.

Masa ciała [kg]		Wiek [lata]	% siły mięśniowej	Poz. stojąca	Siadanie	Wstawanie z krzesła	Trzymanie 10kg przedmiotu	Podnoszenie 10kg przedmiotu	Trzymanie 20kg przedmiotu	Podnoszenie 20kg przedmiotu	Chód
62kg	18-24	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	25-29	105	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	30-34	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	35-39	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	40-44	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	45-49	90	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	50-54	95	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	55-59	85	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	60-64	85	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	65-69	80	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	✓	✓
	70-74	75	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	✓	✓
	75-79	70	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X	✓
80-85	60	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X	✓	

Masa ciała [kg]		Wiek [lata]	% siły mięśniowej	Poz. stojąca	Siadanie	Wstawanie z krzesła	Trzymanie 10kg przedmiotu	Podnoszenie 10kg przedmiotu	Trzymanie 20kg przedmiotu	Podnoszenie 20kg przedmiotu	Chód
72kg	18-24	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	25-29	105	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	30-34	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	35-39	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	40-44	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	45-49	90	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	50-54	95	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	55-59	85	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	60-64	85	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	65-69	80	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	✓
	70-74	75	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X
	75-79	70	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X
80-85	60	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X	

Masa ciała [kg]		Wiek [lata]	% siły mięśniowej	Poz. stojąca	Siadanie	Wstawanie z krzesła	Trzymanie 10kg przedmiotu	Podnoszenie 10kg przedmiotu	Trzymanie 20kg przedmiotu	Podnoszenie 20kg przedmiotu	Chód
82 kg	18-24	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	25-29	105	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	30-34	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	35-39	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	40-44	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	45-49	90	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X
	50-54	95	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	55-59	85	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X
	60-64	85	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X
	65-69	80	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X	X
	70-74	75	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X	X
	75-79	70	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X	X
80-85	60	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X	X	

Masa ciała [kg]		Wiek [lata]	% siły mięśniowej	Poz. stojąca	Siadanie	Wstawanie z krzesła	Trzymanie 10kg przedmiotu	Podnoszenie 10kg przedmiotu	Trzymanie 20kg przedmiotu	Podnoszenie 20kg przedmiotu	Chód
92kg	18-24	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X
	25-29	105	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X
	30-34	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X
	35-39	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X
	40-44	100	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X
	45-49	90	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X
	50-54	95	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X
	55-59	85	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X
	60-64	85	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X
	65-69	80	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X
	70-74	75	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X
	75-79	70	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X
80-85	60	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	X	X	

#### **4.4.3.3 Wnioski**

Na podstawie przeprowadzonych analiz wpływu zmiany masy ciała oraz zdolności siłowych mięśni (będących konsekwencją siedzącego trybu życia i naturalnych procesów starzenia) na możliwości wykonania typowych czynności dnia codziennego sformułowano następujące wnioski:

- zarówno utrzymanie prawidłowej masy ciała, jak i sprawności układu mięśniowego mają kluczowe znaczenie dla poprawnego funkcjonowania układu mięśniowo-szkieletowego,
- uwzględnienie w symulacjach zmian zdolności siłowych mięśni pokazało, że problemy z wykonywaniem podstawowych czynności dnia codziennego mogą pojawić się już przy prawidłowej masie ciała (62kg, 72kg), jeśli zdolności siłowe spadną do 80% wartości maksymalnych obserwowanych w młodszych latach życia. Tego rodzaju obniżenie siły mięśniowej, mimo utrzymania normatywnej masy ciała, może prowadzić do trudności w wykonywaniu codziennych aktywności, takich jak podnoszenie i trzymanie 20kg przedmiotu, czy chodzenie, co podkreśla kluczową rolę siły mięśniowej w prawidłowym funkcjonowaniu organizmu.

#### **4.4.4 Wpływ zmiany postawy ciała na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego**

Prawidłowa postawa ciała stanowi istotny element efektywnego funkcjonowania układu mięśniowo-szkieletowego, wpływając na równomierne rozłożenie obciążeń w obrębie stawów kończyn dolnych, kręgosłupa oraz struktur mięśniowych. Każda zmiana w postawie, zarówno wynikająca z czynników adaptacyjnych, kompensacyjnych, jak i patologicznych, może prowadzić do zaburzenia biomechaniki ruchu, co w konsekwencji może prowadzić do pojawienia się problemów zdrowotnych [59]. W kontekście postawy ciała szczególne znaczenie ma ustawienie strzałkowe kręgosłupa i miednicy [67]. Koncentracja naprężeń w niezrównoważonym kręgosłupie w płaszczyźnie strzałkowej może prowadzić do patologii funkcjonalnych i strukturalnych, takich jak ból, zwyrodnienie dysków międzykręgowych oraz stawów międzywyrostkowych [2]. Wśród czynników wpływających na postawę ciała wymienia się zarówno wiek, płeć, ale także czynniki związane z prowadzonym stylem życia.

Pomimo licznych badań nad wpływem stylu życia na układ mięśniowo-szkieletowy, w dostępnej literaturze brakuje ilościowych danych określających bezpośredni wpływ sedentarnego trybu życia na postawę ciała. Istnieją jednak prace opisujące zmiany posturalne zachodzące wraz z wiekiem m.in. prace Drzał-Grabiec i in. [71], Ohlendorf i in. [192–194], Hu i in. [116] oraz Gong i in. [95]. Przeprowadzone przez nich pomiary wykazały, iż wraz z wiekiem dochodzi do znaczących zmian parametrów opisujących postawę ciała. Na przestrzeni kolejnych dekad dochodzi do zwiększenia nachylenia górnego odcinka kręgosłupa [71, 116], zwiększenia lordozy szyjnej [95], pogłębienia kifozy piersiowej [71, 95, 116], zmniejszenia kąta lordozy lędźwiowej [116], asymetrii łopatek [71], czy zgięcia w stawie kolanowym [95, 116]. Długotrwałe przebywanie w pozycji siedzącej prowadzi do stopniowego osłabienia mięśni stabilizujących kręgosłup, skrócenia i zmniejszenia elastyczności struktur więzadłowych oraz adaptacyjnych zmian w układzie mięśniowym, które mogą negatywnie wpływać na zdolność do utrzymania prawidłowej postawy [161, 185]. Konsekwencją tych zmian mogą być zaburzenia równowagi mięśniowej, prowadzące do kompensacyjnych odchylen w ustawieniu segmentów ciała [237], co z kolei może sprzyjać przeciążeniom struktur stawowych i zwiększać ryzyko urazów oraz przewlekłych dolegliwości bólowych.

Brak jednoznacznych danych ilościowych dotyczących wpływu siedzącego trybu życia na postawę ciała stanowi istotną lukę badawczą.

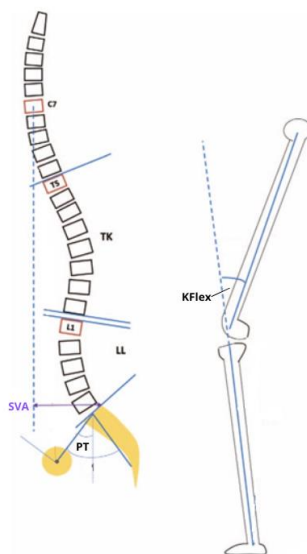
Z przeprowadzonych badań doświadczalnych (rozdział 3.4) wynika, że sedentarny styl życia może powodować zmiany postawy ciała, przede wszystkim prowadzić do zwiększenia tyłopochylenia miednicy oraz kąta kifozy piersiowej. Podobne zmiany są obserwowane

w wyników naturalnych procesów starzenia. W związku z tym, w niniejszej pracy podjęto próbę analizy wpływu zmiany postawy ciała pozycji stojącej w kolejnych dekadach życia na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego człowieka, oraz określenia, które parametry postawy ciała (strzałkowe nachylenie miednicy, strzałkowa oś pionowa czy kąt zgięcia kolana) najbardziej wpływają na zmiany obciążeń układu ruchu.

#### **4.4.4.1 Metodyka badań modelowych**

Symulacje pozycji stojącej w kolejnych dekadach życia dokonano z wykorzystaniem dostępnego w programie AnyBody modelu całego ciała człowieka – StandingModel. Jako dane wejściowe do opracowania modelu posłużyły dane kinematyczne oraz informacje o wzroście i masie ciała zaczerpnięte z pracy Hu i in. [116]. Symulacje postawy ciała w pozycji stojącej w kolejnych dekadach życia (grupy wiekowe [lata]: 20-29, 30-39, 40-49, 50-59, 60-69, 70-79, 80-89) przeprowadzono zmieniając następujące parametry – Rys. 4.20:

- **PT (ang. pelvic tilt) – kąt nachylenia miednicy [°]** – kąt między linią biegnącą od środka górnej powierzchni trzonu kręgu S1 do środka głowy kości udowej a linią pionową przecinającą środek głowy kości udowej,
- **SVA (ang. sagittal vertical axis) – strzałkowa oś pionowa [mm]** – pozioma odległość między pionową linią przechodzącą przez środek kręgu C7 a tylnym górnym rogiem trzonu kręgu S1,
- **KFlex (ang. knee flexion) - kąt zgięcia w stawie kolanowym [°]** – kąt między osią mechaniczną kości udowej a osią mechaniczną kości piszczelowej.



Rys. 4.20 Definicja parametrów wejściowych modelu matematycznego: SVA (strzałkowa oś pionowa), PT (kąt nachylenia miednicy), KFlex (kąt zgięcia stawu kolanowego) [116].

W pierwszym etapie przeprowadzono symulacje z uwzględnieniem płci (kobiety (n=302, średni wzrost: 159,1 cm, masa ciała: 54,9 kg) i mężczyźni (n=282, średni wzrost: 168,5 cm, masa ciała: 69,5 kg)) oraz przedziału wiekowego, wprowadzając do modelu uśrednione wartości poszczególnych parametrów (Tabela 4.6). Natomiast w drugim etapie, w celu sprawdzenia wpływu poszczególnych parametrów na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego, symulacje przeprowadzono dla wartości średnich analizowanych parametrów oraz w przedziale jednego odchylenia standardowego ( $\bar{x} \pm \text{odch.st.}$ ).

Symulacje przeprowadzono w następujących wariantach:

- WARIANT 0 – uśrednione wartości parametrów PT, SVA oraz KFlex,
- WARIANT 1 – SVA, KFlex=constant ( $\bar{x}$ ), PT=  $\bar{x} / \bar{x} - \text{odch.st.} / \bar{x} + \text{odch.st.}$ ,
- WARIANT 2 – PT, KFlex=constant ( $\bar{x}$ ), SVA=  $\bar{x} / \bar{x} - \text{odch.st.} / \bar{x} + \text{odch.st.}$ ,
- WARIANT 3 – PT, SVA =constant ( $\bar{x}$ ), KFlex=  $\bar{x} / \bar{x} - \text{odch.st.} / \bar{x} + \text{odch.st.}$ .

Tabela 4.6 Wartość nachylenia miednicy, strzałkowej osi pionowej i zgięcia kolana w płaszczyźnie strzałkowej w kolejnych dekadach życia – dane wejściowe [116].

Wiek	Płeć	PT [°]			SVA [mm]			KFlex [°]		
		Śr.	Śr. - Odch.st	Śr. + Odch.st	Śr.	Śr. - Odch.st	Śr. + Odch.st	Śr.	Śr. - Odch.st	Śr. + Odch.st
20-29	Mężczyźni	8.5±6.0	2.5	14.5	11.6±21.5	-9.9	33.1	0±4.7	-4.7	4.7
	Kobiety	11.5±7.8	3.7	19.3	4.4±17.3	-12.9	21.7	-2.8±5.4	-8.2	2.6
30-39	Mężczyźni	7.4±7.4	0.0	14.8	9.4±22.5	-13.1	31.9	2.9±2.9	0.0	5.8
	Kobiety	12±7.6	4.4	19.6	3±19.5	-16.5	22.5	-0.9±4.8	-5.7	3.9
40-49	Mężczyźni	8.8±6.5	2.3	15.3	19.8±26.0	-6.2	45.8	4.2±4.2	0.0	8.4
	Kobiety	12.1±8.1	4.0	20.2	12.1±20.0	-7.9	32.1	0±4.4	-4.4	4.4
50-59	Mężczyźni	11.4±9.5	1.9	20.9	26.2±24.1	2.1	50.3	3.2±4.5	-1.3	7.7
	Kobiety	14.3±8.6	5.7	22.9	15.8±21.6	-5.8	37.4	-0.5±5.2	-5.7	4.7
60-69	Mężczyźni	11.8±9.2	2.6	21.0	22.4±21.9	0.5	44.3	6.9±4.8	2.1	11.7
	Kobiety	14.5±9.5	5.0	24.0	21.7±24.4	-2.7	46.1	3.8±5.7	-1.9	9.5
70-79	Mężczyźni	12.6±8.8	3.8	21.4	29.1±31.7	-2.6	60.8	6.7±7.5	-0.8	14.2
	Kobiety	17.4±8.8	8.6	26.2	35.6±31.9	3.7	67.5	6.5±5.6	0.9	12.1
80-89	Mężczyźni	17.8±9.6	8.2	27.4	36.7±34.1	2.6	70.8	6.6±3.9	0.3	12.9
	Kobiety	21.4±9.6	11.8	31.0	48.6±25.5	23.1	74.1	8±3.0	1.7	14.3

Przeprowadzone symulacje pozwoliły na określenie wpływu zmiany postawy ciała w kolejnych dekadach życia na wypadkowe wartości sił reakcji w poszczególnych odcinkach kręgosłupa lędźwiowego, wypadkowe wartości sił reakcji w stawie biodrowym, kolanowym oraz skokowym, a także na zmęczenie mięśni.

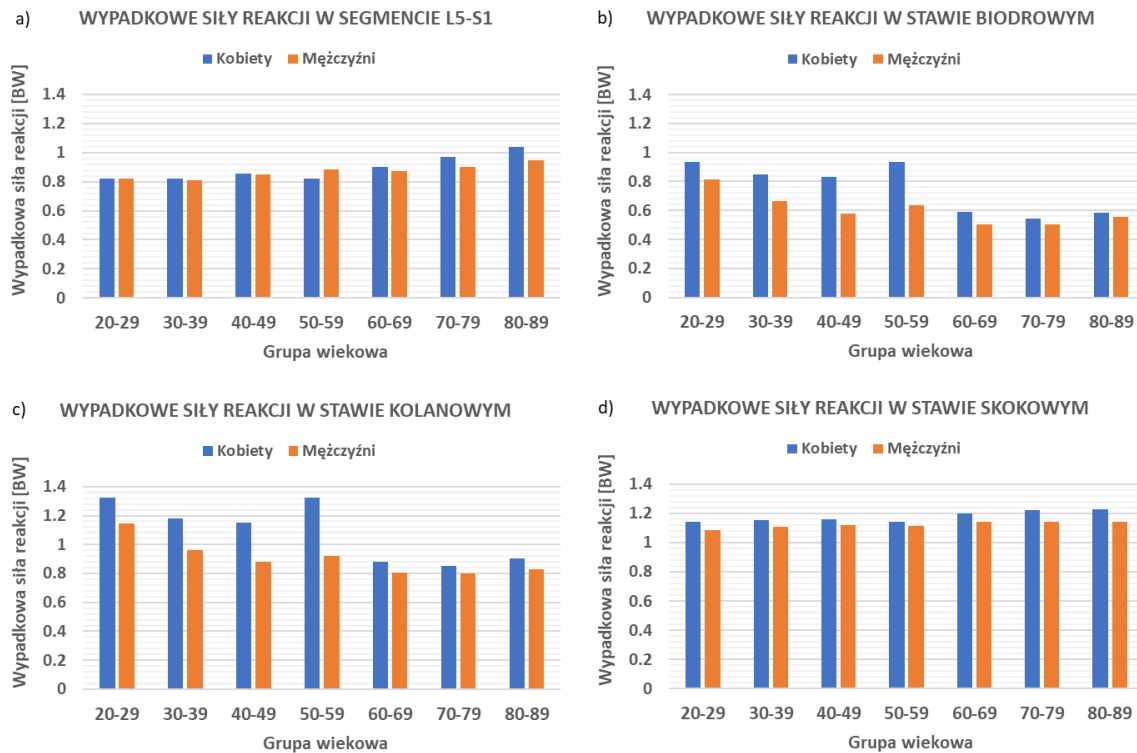


#### **4.4.4.2 Wyniki i dyskusja**

Na Rys. 4.21 przedstawiono wypadkowe wartości sił reakcji w stawie międzykręgowym L5-S1, stawie biodrowym, stawie kolanowym oraz stawie skokowym w kolejnych dekadach życia w grupie kobiet oraz grupie mężczyzn. Wartości obciążeń zostały znormalizowane względem BW.

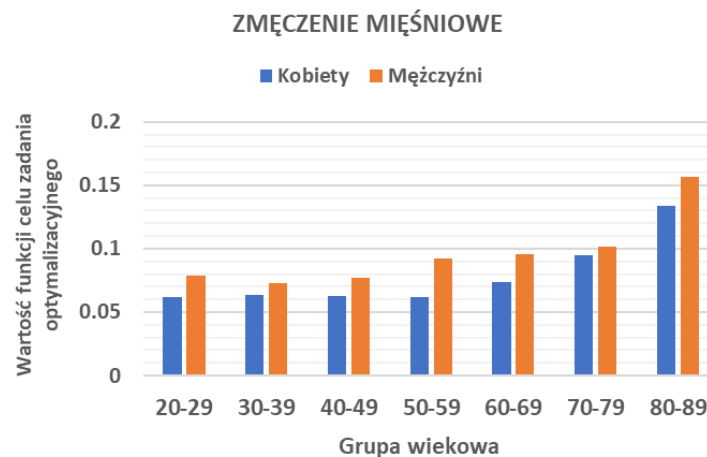
Na podstawie uzyskanych wyników można zauważyć, iż wraz z wiekiem dochodzi do wzrostu wartości sił reakcji w segmencie L5-S1 oraz stawie skokowym. Największe obciążenia w dolnych partiach odcinka lędźwiowego kręgosłupa zarejestrowano w grupie wiekowej 80-89 lat, gdzie wypadkowa wartość siły reakcji wynosiła w przypadku kobiet 1.04BW oraz 0.95BW w grupie mężczyzn. Odnosząc te wyniki do grupy wiekowej 20-29 lat, zauważyć można iż 60-letnia różnica prowadzi do wzrostu obciążeń odpowiednio o 26% w przypadku kobiet oraz 15% w grupie mężczyzn. Analizując zmianę wartości wypadkowej siły reakcji w stawie L5-S1 w kolejnych latach życia, można zauważyć, że w okresie wiekowym 20-59 lat wartość obciążeń niewiele się zmienia i oscyluje w zakresie 0.82-0.85BW (kobiety), 0.82-0.88BW (mężczyźni). Jednak zauważalny wzrost obciążeń w odcinku lędźwiowym następuje po 60r.ż, w przypadku kobiet z każdą kolejną dekadą życia dochodzi do wzrostu wartości wypadkowej siły reakcji o 0.07BW, podczas gdy u mężczyzn o 0.03-0.05 BW. W przypadku stawu skokowego wartości siły reakcji po 60 r.ż. mieszczą się w zakresie 1.14-1.23 BW (kobiety) oraz 1.08-1.15 BW (mężczyźni). Średni wzrost obciążeń w stawie skokowym w ciągu życia w kolejnych dekadach życia wynosi 0.01 BW.

Natomiast w przypadku stawu kolanowego oraz stawu biodrowego w trakcie pierwszych 3 analizowanych dekad życia dochodzi do zmniejszenia obciążeń, następnie w okresie 50-59 wypadkowa siła reakcji ulega zwiększeniu, po czym przez kolejne dekady (60-69, 70-79, 80-89 [lat]) znowu się zmniejsza. Największe obciążenia zarejestrowano w okresie 20-29 lat, gdzie wypadkowa wartość siły reakcji wyniosła: u kobiet: 0.93 BW (staw biodrowy), 1.32 BW (staw kolanowy), u mężczyzn: 0.81 BW (staw biodrowy), 1.15 BW (staw kolanowy). Natomiast w okresie wiekowym 80-89 lat wynosiła odpowiednio w grupie kobiet: 0.58 BW (staw biodrowy), 0.90 BW (staw kolanowy), w grupie mężczyzn: 0.56 BW (staw biodrowy), 0.83 BW (staw kolanowy), co w ciągu dorosłego życia daje spadek wartości wypadkowych sił reakcji o ok 32-38% w stawie biodrowym oraz 28-32% w stawie kolanowym. Należy również zwrócić uwagę, że przez prawie cały okres życia większe obciążenia w analizowanych stawach zarejestrowano w grupie kobiet.



Rys. 4.21 Wyniki symulacji przedstawiające wpływ zmiany postawy ciała na wypadkowe siły reakcji: a) w segmencie L5-S1, b) w stawie biodrowym, c) w stawie kolanowym, d) w stawie skokowym.

Na Rys. 4.22 przedstawiono zmianę zmęczenia mięśniowego w kolejnych dekadach życia. W kolejnych dekadach życia dochodzi do zwiększenia zmęczenia mięśniowego, co oznacza, iż wraz z wiekiem utrzymywanie pozycji stojącej wymaga od organizmu zwiększonej aktywności układu mięśniowego. Porównując dane z okresów wiekowych 20-29 lat a 80-89 lat, można zauważyć, iż może doprowadzić do nawet 2-krotnego wzrostu zmęczenia mięśniowego. Natomiast analizując wartość zmęczenia mięśniowego z podziałem na płeć, przez cały okres życia wyższą aktywność mięśniową zarejestrowano w grupie mężczyzn.



Rys. 4.22 Zmęczenie mięśniowe zarejestrowane w kolejnych dekadach życia.

W celu określenie wpływu ułożenia poszczególnych segmentów ciała wyrażonych za pomocą analizowanych parametrów, tj.: PT, SVA oraz KFlex na obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego wykorzystano wyniki uzyskane w symulacjach przeprowadzonych wg wariantu I, wariantu II, wariantu III. W każdym z wariantów wartości dwóch parametrów były stałe ( $\dot{s}r$ ), natomiast wartości jednego parametru zmieniano, przyjmując: wartości  $\dot{s}r$  i jego odchylenia, tj.  $\dot{s}r\text{-odch.st}$ ,  $\dot{s}r\text{+odch.st}$ . Następnie wyniki symulacji uzależniono od zamiany poszczególnych parametrów. Dla każdej z zależności wyznaczono współczynnik korelacji Pearsona  $r$  oraz sprawdzono istotność statystyczną  $p$  (Tabela 4.7).

Na podstawie analizy poszczególnych zależności zauważono, iż postawa ciała ma znaczący wpływ na wielkość obciążeń występujących w układzie mięśniowo-szkieletowym. W przypadku odcinka lędźwiowego zanotowano dodatni silny związek między wartością wypadkowej siły reakcji w stawie L5-S1 a zmianą parametru SVA (K:  $r=0.97$ ,  $p=0.0$ ; M:  $r=0.98$ ,  $p=0.0$ ) oraz PT (K:  $r=0.76$ ,  $p=0.0$ ; M:  $r=0.81$ ,  $p=0.0$ ). Zależność ta oznacza, iż wartości obciążeń w dolnych partiach kręgosłupa rosną wraz z pogłębiającym się tyłopochyleniem miednicy, a także wzrostem wartości parametru SVA (dochodzi do zwiększenia odległości między C7 a S1, czyli do wysunięcia górnych partii kręgosłupa względem miednicy). W przypadku obciążeń występujących w stawie kolanowym oraz biodrowym silne ujemne korelacje zaobserwowano w przypadku zmiany parametru określającego kąt zgięcia w stawie kolanowym. Im większe zgięcie stawu kolanowego tym mniejsze obciążenia w stawie kolanowym oraz biodrowym. Natomiast na funkcjonowanie układu mięśniowego (zmęczenie mięśniowe) w największym stopniu wpływa sposób ułożenia miednicy (K:  $r=0.94$ ,  $p=0.0$ ; M:  $r=0.93$ ,  $p=0.0$ ). Przeprowadzone symulacje wykazały, iż zwiększenie tyłopochylenia miednicy powoduje wzrost aktywności mięśniowej.

Tabela 4.7 Analizy statystyczne wpływu parametrów tj.: kąt nachylenia miednicy (PT), strzałkowa oś pionowa (SVA) oraz kąt zgięcia stawu kolanowego na obciążenia występujące w L5-S1, st. biodrowym, st. kolanowym, st. skokowym i zmęczenie mięśniowe. Oznaczenia: \* - dane istotne statystycznie.

Obciążenia w układzie mięśniowo-szkieletowym	Parametr	Współczynnik korelacji Pearsona $r$		Istotność statystyczna $p$	
		Kobiety	Mężczyźni	Kobiety	Mężczyźni
L5-S1	PT [°]	0.76*	0.81*	0.00	0.00
	SVA [mm]	0.97*	0.98*	0.00	0.00
	KFlex [°]	0.60*	0.34	0.00	0.13
St. biodrowy	PT [°]	-0.16	0.04	0.49	0.87
	SVA [mm]	-0.58*	-0.19	0.01	0.40
	KFlex [°]	-0.90*	-0.86*	0.00	0.00
St. kolanowy	PT [°]	-0.57*	-0.44*	0.01	0.05
	SVA [mm]	-0.39*	-0.08	0.08	0.73
	KFlex [°]	-0.79*	-0.68*	0.00	0.00
St. skokowy	PT [°]	0.57*	0.64*	0.01	0.00
	SVA	0.46*	0.07	0.04	0.76
	KFlex [°]	0.19	0.73*	0.42	0.00
Zmęczenie mięśniowe	PT [°]	0.94*	0.93*	0.00	0.00
	SVA [mm]	0.54*	0.27	0.01	0.23
	KFlex [°]	0.53*	0.27	0.01	0.24

Pogłębiające się wraz z wiekiem pochylenie tułowia oraz zmiana nachylenia miednicy powoduje istotny wzrost obciążeń w segmencie L5-S1 odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Zmienione wzorce ruchowe kompleksu lędźwiowo-miedniczego stają się przyczynami zmian rozkładu naprężeń występujących w odcinku lędźwiowym oraz w tylnych więzadłach kręgosłupa [167]. Michnik i in. [176] potwierdzają, iż ustawienie miednicy w tyłopochyleniu oprócz utraty naturalnej krzywizny kręgosłupa prowadzi do generowania w stawach międzykręgowych wysokich wartości wypadkowych sił reakcji wynoszących nawet 1,5-krotnie wyższe wartości niż podczas neutralnej postawy stojącej. Barrey i in. [20] tyłopochylenie miednicy uzasadnia jako jeden z mechanizmów kompensacyjnych w obszarze miednicy. Cofnięcie kości krzyżowej względem głów kości biodrowych oraz zwiększenie odległości między kością krzyżową a kośćmi udowymi pozwala skompensować przesunięcie osi grawitacji do przodu [20]. Zaobserwowana w niniejszej pracy zmiana postawy ciała po 50-60r.ż., a co za tym idzie wzrost siły reakcji w segmencie L5-S1 w odcinku lędźwiowym kręgosłupa, może stać się przyczyną pojawiania się przewlekłych dolegliwości bólowych i chorób zwyrodnieniowych w obrębie dolnych partii kręgosłupa [19]. W przypadku osób starszych pojawienie się chorób zwyrodnieniowych może negatywnie wpłynąć na ich mobilność i sprawność fizyczną, a w konsekwencji prowadzić do obniżenia jakości życia, zmniejszenia niezależności w wykonywaniu codziennych czynności, a także doprowadzić do izolacji społecznej [19]. Oprócz zmian w obrębie górnej części ciała i miednicy w trakcie kolejnych lat życia zmienia się również ułożenie kończyn dolnych. Hu i in. [116] zauważyli, iż po 50 r.ż. dochodzi do zwiększenia kąta zgięcia w stawie kolanowym, co w wynikach symulacji zostało m.in. odzwierciedlone poprzez zmniejszenie wypadkowej siły reakcji w stawie kolanowym i biodrowym. Zwiększenie kąta zgięcia stawu kolanowego oraz mniejsze obciążenia w stawie kolanowym mogą wynikać z aktywacji mechanizmu kompensacji kończyn dolnych w celu przeciwdziałania strzałkowej deformacji kręgosłupa i utracie wyprostowanej postawy u osób starszych [84].

Zmiana postawy ciała wpływa również na funkcjonowanie układu mięśniowego. Na podstawie przeprowadzonych symulacji, wraz z wiekiem zaobserwowano wzrost zmęczenia mięśniowego, które spowodowane jest zmianą postawy ciała, a w szczególności zarówno u kobiet jak i mężczyzn zmianą nachylenia miednicy. Jednym z zadań układu mięśniowego jest utrzymanie równowagi ciała. Siły agonistyczne i antagonistyczne działają, aby utrzymać nasze ciało w strefy równowagi posturalnej. W przypadku prawidłowej postawy i równowagi linia grawitacji jest rzutowana na podłoże i mieści się w obszarze wyznaczonym przez stopy. Jednak, gdy dochodzi do zaburzeń i osoba wychodzi poza strefę, mięśnie zaczynają

intensywnie działać i przeciwdziałać w odpowiedzi na te zmiany [212]. Dlatego zaburzona równowaga wynikająca w niniejszej pracy ze zmiany postawy ciała będzie wymagać od układu mięśniowego zwiększonej aktywności, co w konsekwencji może doprowadzać do pojawiania się dyskomfortu i bólu [236] oraz problemów z wykonywaniem prostych czynności dnia codziennego [297].

#### **4.4.4.3 Wnioski**

Na podstawie przeprowadzonych analiz wpływu zmiany postawy ciała na obciążenia w układzie mięśniowo-szkieletowym sformułowano następujące wnioski:

- degeneracyjne zmiany postawy ciała, będące wynikiem braku aktywności fizycznej lub naturalnych procesów starzenia, wpływają na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego. Dochodzi do wzrostu obciążeń występujących w obrębie odcinka lędźwiowego kręgosłupa oraz do zwiększenia zmęczenia mięśniowego,
- na wzrost obciążeń w odcinku lędźwiowym kręgosłupa największy wpływ ma parametr SVA - im większe wysunięcie odcinka szyjnego kręgosłupa do przodu, tym wyższe wartości sił reakcji międzykręgowej,
- na funkcjonowanie układu mięśniowego najbardziej wpływa tyłopochylenie miednicy - im większe tyłopochylenie miednicy, tym większe zmęczenie mięśni,
- przedstawione w rozdziale 3.4 wyniki badań eksperymentalnych dotyczących postawy ciała wykazały, że sedentarny tryb życia może prowadzić do zwiększenia kifozy piersiowej w pozycji stojącej, która bezpośrednio związana jest ze wzrostem SVA, oraz do zwiększenia tyłopochylenia miednicy podczas siedzenia. Przeprowadzone analizy numeryczne potwierdziły, że zmiany tych parametrów w postawie ciała mogą negatywnie wpływać na obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego, zwiększając ryzyko dolegliwości bólowych oraz dysfunkcji posturalnych.

#### **4.4.5 Wpływ aktywności fizycznej na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego**

Coraz bardziej popularny sedentarny styl życia stanowi istotne zagrożenie dla zdrowia publicznego, przyczyniając się do wzrostu częstości występowania chorób cywilizacyjnych, takich jak otyłość, cukrzyca typu 2, choroby sercowo-naczyniowe, a także zaburzenia psychiczne, w tym depresja i lęk [149]. Oczywiście jednym ze sposobów na zmianę stylu życia jest zmniejszenie czasu spędzanego w pozycji siedzącej oraz zmniejszenie ilości zachowań sedentarnych tj. siedzenie przed komputerem, oglądanie telewizji, korzystanie ze smartfona, długie podróżowanie samochodem, pociągiem czy autobusem. Jednak kluczowym elementem profilaktyki i przeciwdziałania skutkom sedentarnego stylu życia jest podejmowanie aktywności fizycznej.

Regularna aktywność fizyczna znacząco redukuje ryzyko wystąpienia ponad 25 chorób przewlekłych, a także zmniejsza ryzyko przedwczesnej śmierci o co najmniej 20–30% [280]. Liczne badania epidemiologiczne wykazały, że osoby prowadzące aktywny tryb życia rzadziej zapadają na choroby układu sercowo-naczyniowego, cukrzycę typu 2, nadciśnienie tętnicze, osteoporozę oraz różne typy nowotworów [139]. Ponadto regularny wysiłek fizyczny wpływa korzystnie na zdrowie psychiczne, zmniejszając ryzyko depresji, zaburzeń lękowych oraz spadku funkcji poznawczych związanego ze starzeniem się [91]. Aktywność fizyczna sprzyja również poprawie wydolności organizmu, regulacji metabolizmu oraz wzmocnieniu układu odpornościowego, co dodatkowo przekłada się na dłuższą i lepszą jakość życia [206].

W literaturze naukowej istnieje wiele publikacji dotyczących korzyści zdrowotnych aktywności fizycznej w kontekście funkcjonowania układu mięśniowo-szkieletowego, zwłaszcza w zakresie poprawy siły mięśniowej, gęstości kości [134] oraz zmniejszenia ryzyka chorób zwyrodnieniowych stawów [138]. Jednakże, mimo szerokiego zainteresowania tym tematem, brak jest badań, które w sposób ilościowy analizowałyby wpływ aktywności fizycznej na obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego. Badania dotyczące obciążeń stawów, takich jak kolanowy czy biodrowy, często koncentrują się na analizie ryzyka urazów związanych z intensywnymi aktywnościami, ale nie badają one jak regularna aktywność fizyczna wpływa na obciążenia w kontekście profilaktyki przeciążeń i chorób zwyrodnieniowych. Wiele badań bazuje na danych eksperymentalnych, które przedstawiają korzyści wynikające z wzmocnienia mięśni lub poprawy wydolności, ale nie uwzględniają one w pełni mechanizmów obciążenia i rozkładu sił w układzie mięśniowo-szkieletowym.

Celem niniejszej części pracy było określenie wpływu zwiększonej aktywności fizycznej na obciążenia stawu kolanowego podczas chodu.

#### **4.4.5.1 Metodyka badań modelowych**

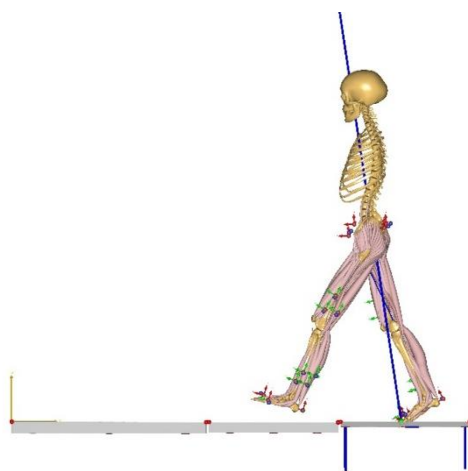
Symulacje przeprowadzone w niniejszej części pracy zostały przygotowane podczas stażu naukowego na Uniwersytecie Ostrawskim w Czechach pod opieką prof. Daniela Jandački. Staż był finansowany przez Narodową Agencję Wymiany Akademickiej. Symulacje oparto na danych zebranych w ramach finansowanego przez Unię Europejską projektu LERCO (CZ.10.03.01/00/22\_003/0000003) realizowanego za pośrednictwem Programu Operacyjnego Just Transition, a także w ramach projektu 4HAIE EFRR/EFIS „Healthy Aging in Industrial Environment–Program4” (CZ.02.1.01/0.0/0.0/16\_019/0000798).

Symulacje chodu w środowisku AnyBody Modeling System przeprowadzono na podstawie danych kinematycznych i dynamicznych zarejestrowanych podczas badań eksperymentalnych szczegółowo opisanych w pracy Jandačka i in. [123]. Kinematykę kończyn dolnych podczas chodzenia zarejestrowano za pomocą systemu Motion Capture firmy Qualisys (Qualisys, Inc., Göteborg, Szwecja) z wykorzystaniem 10 kamer do przechwytywania ruchu. Natomiast dane dotyczące siły reakcji podłoża uzyskano dzięki wykorzystaniu 3 platform dynamometrycznych Kistlera (Kistler Instruments AG, Winterthur, Szwajcaria) wbudowanych w ścieżkę pomiarową. Na kończynach dolnych oraz miednicy każdej osoby badanej umieszczono 48 markerów pasywnych w ściśle określonych punktach antropometrycznych zgodnie z metodyką przedstawioną w pracy Malus i in. [160]. Badania doświadczalne rozpoczęto od rejestracji pozycji stojącej, po której przeprowadzono rejestrację chodu. Zadaniem osoby badanej było naturalne przejście przez ścieżkę pomiarową, zgodnie z wytyczonym kierunkiem, przy zachowaniu swobodnego tempa chodu i minimalnej ingerencji w jego naturalny wzorzec. Dla każdej osoby badanej pomiary chodu przeprowadzono 6-krotnie. Dane dotyczące trajektorii poszczególnych markerów oraz sił reakcji podłoża wyeksportowano do plików w formacie .c3d.

Symulacje w oprogramowaniu AnyBody Modeling System składały się z dwóch etapów: 1) przeprowadzenia statycznych symulacji pozycji stojącej, 2) przeprowadzenia dynamicznych symulacji chodu. Symulacje pozycji stojącej pozwoliły na identyfikację parametrów modelu, czyli dopasowanie pozycji markerów zainicjowanych w modelu do położenia markerów zarejestrowanych w trakcie badań doświadczalnych. Dane te następnie zostały wykorzystane do przeprowadzenia dynamicznych symulacji chodu. Zarówno symulacje pozycji stojącej oraz chodu przeprowadzono z wykorzystaniem modelu całego ciała człowieka GaitFullModel (Rys. 4.23). Jednak ze względu na brak informacji o kinematyce kończyn górnych, podczas modelowania zostały one wyłączone. Pozycję stojącą oraz chód



odwzorowano na podstawie trajektorii ruchu 32 markerów oraz zarejestrowanych danych dotyczących sił reakcji podłoża. Symulacje przeprowadzono dla danych zarejestrowanych dla 100 kobiet oraz 100 mężczyzn w następujących grupach wiekowych [lata]: 18-25, 26-35, 36-45, 46-55, 56-65, w tym 100 aktywnych fizycznie biegaczy i 100 nieaktywnych osób kontrolnych. Nieaktywne osoby kontrolne zdefiniowano jako te, które mogą biegać, ale nie decydują się na to i nie spełniają zaleceń zdrowia publicznego dotyczących aktywności fizycznej. Dla każdej nieaktywnej osoby wybrano osobę regularnie biegającą o porównywalnym wskaźniku masy ciała i prędkości chodu. Dla każdego uczestnika przeprowadzono symulację sześciu cykli chodu.



Rys. 4.23 Przykład symulacji chodu w środowisku AnyBody Modeling System.

Tabela 4.8 Charakterystyka osób biorących udział w badaniach chodu.

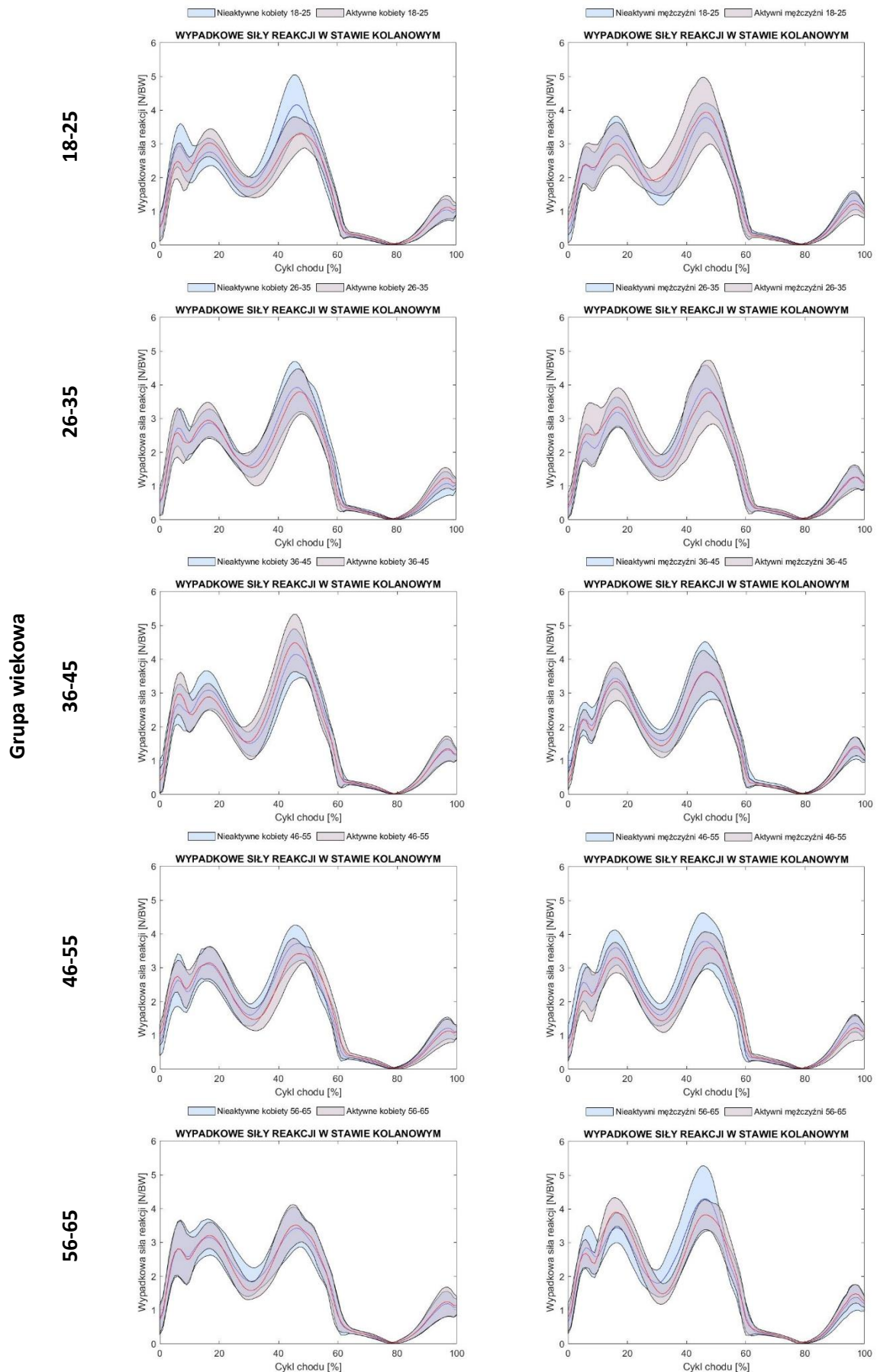
	Grupa wiekowa	Poziom aktywności	Liczba osób	Wiek [lata]	Masa ciała [kg]	Wys. ciała [cm]	BMI [kg/cm <sup>2</sup> ]	Prędkość chodu [km/h]
Kobiety	18-25	Nieaktywni	10	21.1±2.1	59.7±6.3	163.4±5.6	22.3±1.3	4.2±0.2
		Aktywni	10	20.9±2.3	65.2±4.4	170.9±5.5	22.3±1.2	4.3±0.2
	26-35	Nieaktywni	10	30.3±3.0	63.5±5.8	167.7±4.5	22.6±1.6	4.3±0.2
		Aktywni	10	30.3±3.2	61.8±5.1	165.7±3.4	22.5±1.7	4.5±0.3
	36-45	Nieaktywni	10	41.7±2.3	60.6±5.8	164.8±5.9	22.3±1.3	4.5±0.3
		Aktywni	10	41.5±2.4	64.7±6.7	170.2±5.8	22.3±1.5	4.6±0.2
	46-55	Nieaktywni	10	50.0±2.9	62.0±6.7	165.6±6.7	22.6±1.6	4.4±0.2
		Aktywni	10	49.5±2.9	62.8±4.2	167.2±4.4	22.5±1.7	4.5±0.2
	56-65	Nieaktywni	10	58.5±1.4	64.9±7.6	167.8±6.3	23.0±2.4	4.5±0.3
		Aktywni	10	57.6±2.0	64.0±8.1	166.9±5.8	23.0±3.0	4.6±0.5
Mężczyźni	18-25	Nieaktywni	10	20.4±1.9	74.4±9.8	180.2±5.0	22.8±2.2	4.4±0.2
		Aktywni	10	20.4±1.4	73.1±7.7	180.2±4.5	22.5±2.0	4.3±0.2
	26-35	Nieaktywni	10	30.9±2.8	74.2±6.2	178.8±5.5	23.2±0.9	4.3±0.2
		Aktywni	10	30.9±2.7	76.2±6.1	181.9±5.2	23.0±1.2	4.5±0.3
	36-45	Nieaktywni	10	41.2±2.5	80.8±7.7	183.3±5.8	24.0±1.4	4.5±0.3
		Aktywni	10	40.7±2.6	80.0±5.2	182.7±6.7	24.0±1.3	4.5±0.2
	46-55	Nieaktywni	10	49.4±3.0	80.5±9.6	180.0±6.7	24.8±2.0	4.6±0.3
		Aktywni	10	49.8±3.1	76.2±6.2	175.8±5.6	24.7±1.8	4.5±0.2
	56-65	Nieaktywni	10	60.6±2.9	82.5±8.8	179.4±5.4	25.6±2.0	4.5±0.3
		Aktywni	10	60.9±2.5	82.4±10.2	177.7±7.0	26.0±2.0	4.6±0.3



#### **4.4.5.2 Wyniki i dyskusja**

Przeprowadzone w środowisku AnyBody Modeling System symulacje numeryczne umożliwiły wyznaczenie wypadkowych sił reakcji występujących podczas chodu osób nieaktywnych i aktywnych fizycznie (Rys. 4.24).

Analizując przebiegi wypadkowych sił reakcji w stawie kolanowym można zauważyć, iż w większości grup wiekowych, zarówno w grupie kobiet, jak i mężczyzn, występują różnice w sposobie obciążania stawu w zależności od poziomu aktywności. Wśród kobiet największy wpływ podejmowania regularnej aktywności fizycznej zaobserwowano w grupie wiekowej 18-25 lat, gdzie w przypadku największego obciążenia występującego ok. 46% cyklu chodu zarejestrowano różnicę w wartościach wynoszącą 0.9 N/BW. W tej grupie wiekowej prowadzenie aktywnego stylu życia spowodowało zmniejszenie maksymalnych obciążeń w stawie kolanowym o ponad 20% względem kobiet nieaktywnych. Analizując przebiegi sił reakcji w kolejnych latach możemy zauważyć, że podejmowanie regularnej aktywności fizycznej wpłynęło na zmniejszenie maksymalnych obciążeń również w grupach wiekowych 26-35 lat oraz 46-55 lat. Co ciekawe, w grupie 36-45 lat zaobserwowano wyższe maksymalne obciążenia u kobiet aktywnych wynoszące  $4.5 \pm 0.8$  N/BW niż u kobiet nieaktywnych ( $4.1 \pm 0.7$  N/BW). Natomiast w tej grupie wiekowej aktywny styl życia spowodował zmniejszenie obciążeń występujących w początkowych - 10-23% cyklu chodu. W najstarszej grupie kobiet podejmowanie regularnej aktywności nie wpłynęło na maksymalne wartości obciążeń, jednak różnice dostrzeżono w fazie odciążenia fazy podporowej chodu, gdzie mniejsze wartości sił reakcji zarejestrowano w grupie kobiet aktywnych. W grupie mężczyzn największy wpływ aktywności fizycznej na maksymalne wartości wypadkowych sił reakcji w stawie kolanowym zaobserwowano w grupach 46-55 lat oraz 56-65 lat, gdzie obciążenia odpowiednio niższe o 0.2 N/BW (5%) oraz 0.5 BW/N (11%) zanotowano wśród mężczyzn aktywnych. Jedynie w najmłodszej grupie mężczyzn prowadzenie aktywnego stylu życia spowodowało pojawienie się większych maksymalnych wartości sił reakcji w stawie kolanowym niż wśród osób nieaktywnych. Natomiast podejmowanie w tej grupie wiekowej aktywności fizycznej doprowadziło do zmniejszenia zakresu zmian wartości siły reakcji stawu kolanowego pomiędzy minimalnym a maksymalnym szczytem obciążania. Podejmowanie regularnej aktywności fizycznej, tj. bieganie, może przyczyniać się do obniżenia obciążeń w stawie kolanowym podczas chodzenia poprzez wzmocnienie mięśni stabilizujących staw [77]. Regularny trening sprzyja również redukcji masy ciała, co dodatkowo zmniejsza nacisk na stawy i może ograniczać ryzyko ich przeciążenia oraz zmian zwyrodnieniowych [50].



Rys. 4.24 Wypadkowe siły reakcji w stawie kolanowym osób nieaktywnych i aktywnych fizycznie.

#### **4.4.5.3 Wnioski**

Na podstawie przeprowadzonych analiz wpływu aktywności fizycznej na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego człowieka sformułowano następujące wnioski:

- regularne podejmowanie aktywności fizycznej może doprowadzić do generowania mniejszych obciążeń występujących w stawie kolanowym,
- zwiększone obciążenia w stawie kolanowym mogą prowadzić do zmian zwyrodnieniowych, zwiększonego ryzyka urazów oraz przewlekłych dolegliwości bólowych,
- uzyskane wyniki badań wpływu stylu życia na funkcjonowanie narządu ruchu potwierdzają wnioski z symulacji numerycznych negatywnych konsekwencji zdrowotnych sedentarnego stylu życia przedstawionych w rozdziałach 4.4.1 - 4.4.4.

#### **4.5 Podsumowanie badań modelowych**

Przeprowadzone w ramach niniejszej pracy badania modelowe pozwoliły na określenie wpływu konsekwencji sedentarnego stylu życia na funkcjonowanie narządu ruchu człowieka. Wykorzystanie oprogramowania AnyBody Modeling System umożliwiło opracowanie matematycznych modeli narządu ruchu człowieka, pozwalających na wyznaczenie obciążeń działających na układ mięśniowo-szkieletowy w wyniku zmian cech fizycznych, takich jak zmiana masy ciała, spadek zdolności siłowych oraz zaburzenia postawy ciała, będących konsekwencją prowadzonego stylu życia. Wykonane symulacje numeryczne przy użyciu opracowanych modeli umożliwiły ocenę sił reakcji występujących w odcinku lędźwiowym kręgosłupa oraz stawach kończyn dolnych, a także sił mięśniowych generowanych przez układ mięśniowy w trakcie wykonywania codziennych czynności, takich jak stanie, siadania i wstawanie z krzesła, podnoszenie i trzymanie przedmiotów oraz chód.

W przeprowadzonych badaniach modelowych wykazano, że wzrost wartości BMI, będący wynikiem siedzącego trybu życia, ma istotny wpływ na obciążenia przenoszone przez narząd ruchu człowieka. Zwiększenie masy ciała prowadzi do wzrostu wypadkowych sił reakcji w odcinku lędźwiowym kręgosłupa oraz stawach kończyn dolnych, a także skutkuje większym zmęczeniem mięśni podczas wykonywania codziennych czynności. W wyniku wzrostu masy ciała, siły reakcji działające na stawy zwiększają się, co prowadzi do wzrostu ryzyka przeciążeń. W konsekwencji może to doprowadzić do pojawiania się dolegliwości bólowych oraz uszkodzeń tkanek stawowych. Dodatkowo, uwzględniając spadek zdolności siłowych wynikający z siedzącego trybu życia oraz naturalnych procesów starzenia, osoby mogą napotykać trudności w wykonywaniu nawet prostych czynności dnia codziennego. Przykładem może być podnoszenie przedmiotów o większej masie, np. 20 kg, które może sprawiać trudności osobom z wyższym BMI i obniżoną siłą mięśniową.

Wyniki badań modelowych podkreślają również wpływ degeneracyjnych zmian postawy ciała, które są wynikiem zarówno braku aktywności fizycznej, jak i procesów starzenia się organizmu. Przedstawione w rozdziale 3.4 wyniki badań eksperymentalnych dotyczące postawy ciała wykazały, że sedentarny tryb życia może prowadzić do zwiększenia kifozy piersiowej w pozycji stojącej oraz do zwiększenia tyłopochylenia miednicy podczas siedzenia. Przeprowadzone analizy numeryczne potwierdziły, że te zmiany w postawie ciała mogą negatywnie wpływać na obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego, prowadząc do wzrostu sił reakcji w odcinku lędźwiowym kręgosłupa oraz zwiększonego zmęczenia mięśniowego. Tym samym zwiększają ryzyko dolegliwości bólowych w obrębie dolnego odcinka kręgosłupa

oraz dysfunkcji posturalnych. Zwiększenie obciążenia w lędźwiowym odcinku kręgosłupa nie tylko powoduje dyskomfort i ból, ale także przyczynia się do przyspieszenia degeneracyjnych zmian w strukturach stawowych, które mogą prowadzić do przewlekłych dolegliwości bólowych oraz obniżenia sprawności fizycznej, co negatywnie wpływa na jakość życia i samodzielność osób dotkniętych tymi problemami.

Oprócz konsekwencji zdrowotnych wynikających z sedentarnego stylu życia, warto również zwrócić uwagę na wpływ samej pozycji siedzącej na narząd ruchu. Wyniki symulacji pozycji siedzącej wskazują, że pozycja ta powoduje wzrost obciążeń w odcinku lędźwiowym kręgosłupa, co może prowadzić do nasilenia dolegliwości bólowych, zwłaszcza u osób z już istniejącymi problemami posturalnymi. Dodatkowo, przeprowadzone badania wykazały, że nieprawidłowe ustawienie miednicy i tułowia w tej pozycji, takie jak tyłopochylenie miednicy czy nadmierne pochylenie tułowia, dodatkowo zwiększa obciążenie kręgosłupa, przyspieszając degeneracyjne zmiany w strukturach stawowych. W rezultacie osoby prowadzące siedzący tryb życia, szczególnie te, które nie wykonują regularnych przerw na aktywność fizyczną, stają się bardziej podatne na przewlekłe problemy zdrowotne, takie jak bóle pleców, zmniejszenie sprawności fizycznej czy utrata samodzielności w codziennych czynnościach. Z tego względu dbałość o prawidłową postawę ciała, a także wprowadzenie regularnej aktywności fizycznej, stają się kluczowe w zapobieganiu tym problemom zdrowotnym.

Regularna aktywność fizyczna, szczególnie bieganie, ma pozytywny wpływ na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego. Podczas biegania, szczególnie przy odpowiedniej technice, wzmacniane są mięśnie nóg, w tym mięśnie stabilizujące staw kolanowy. Przeprowadzone w niniejszej pracy badania modelowe wskazują, że regularne bieganie może przyczynić się do poprawy funkcjonowania narządu ruchu, zmniejszając obciążenia działające na staw kolanowy. Regularna aktywność fizyczna pomaga także w utrzymaniu zdrowej masy ciała, co również redukuje obciążenie stawów, zwłaszcza kolanowych, tym samym zmniejszając ryzyko wystąpienia dolegliwości bólowych i chorób zwyrodnieniowych stawów.

Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na konieczność podejmowania działań prewencyjnych w celu minimalizowania skutków siedzącego trybu życia. Regularna aktywność fizyczna, a także utrzymanie prawidłowej masy ciała są kluczowe w walce z negatywnymi konsekwencjami związanymi z siedzącym trybem życia i procesami starzenia się organizmu. Programy rehabilitacyjne oraz ćwiczenia wzmacniające mięśnie posturalne mogą skutecznie zmniejszyć ryzyko wystąpienia bólu kręgosłupa, zwyrodnień stawowych i innych dolegliwości

związanych z nieaktywnością fizyczną. Dodatkowo, wdrożenie ergonomicznych zasad w miejscu pracy oraz regularne przerwy w pracy siedzącej mogą pomóc w zapobieganiu rozwojowi problemów zdrowotnych związanych z siedzącym trybem życia, poprawiając jednocześnie komfort i efektywność codziennego funkcjonowania.

## 5 WNIOSKI KOŃCOWE

Badania modelowe i doświadczalne realizowane zgodnie z opracowanym w ramach niniejszej rozprawy doktorskiej schematem postępowania pozwoliły na analizę i prognozowanie konsekwencji zdrowotnych sedentarnego stylu życia w obrębie układu mięśniowo-szkieletowego człowieka.

Bazując na analizie uzyskanych wyników sformułowano następujące wnioski końcowe pracy:

1. Analiza wyników longitudinalnych badań doświadczalnych trwających 12 miesięcy wykazała istotny statystycznie, choć w przypadku niektórych zmiennych niewielki, wpływ stylu życia na funkcjonowanie narządu ruchu. Wskazuje to na konieczność prowadzenia tego typu badań w dłuższym okresie czasu.
2. Przeprowadzone doświadczalne badania longitudinalne oraz badania literaturowe wykazały, że masa ciała, własności siłowe, postawa ciała są cechami fizycznymi najczęściej i istotnie zmieniającymi się w wyniku sedentarnego stylu życia.
3. Wyniki badań modelowych potwierdziły, iż pozycja siedząca w większym stopniu obciąża narząd ruchu człowieka niż pozycja stojąca, szczególnie w obrębie odcinka lędźwiowego kręgosłupa.
4. Wzrost wartości BMI, będący jednym z negatywnych skutków siedzącego trybu życia, prowadzi do zwiększenia obciążeń przenoszonych przez narząd ruchu człowieka (wypadkowych sił reakcji w odcinku lędźwiowym kręgosłupa oraz stawach kończyn dolnych) oraz powoduje większe zmęczenie mięśni podczas wykonywania codziennych czynności.
5. Wzrost wartości BMI oraz spadek zdolności siłowych, wynikające z siedzącego trybu życia i naturalnych procesów starzenia, mogą prowadzić do trudności w wykonywaniu codziennych czynności, m.in. takich jak podnoszenie i utrzymywanie przedmiotu o masie 20 kg czy chodzenie.
6. Degeneracyjne zmiany postawy ciała, wynikające z braku aktywności fizycznej lub naturalnych procesów starzenia, wpływają negatywnie na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego, prowadząc do wzrostu sił reakcji w odcinku lędźwiowym kręgosłupa oraz zwiększonego zmęczenia mięśniowego.
7. Podejmowanie regularnej aktywności fizycznej, takiej jak bieganie, może przyczynić się do poprawy funkcjonowania narządu ruchu, zmniejszając wartości sił reakcji w stawie kolanowym podczas chodzenia.

8. Wyniki symulacji numerycznych negatywnych konsekwencji sedentarnego stylu życia są zbieżne z wynikami badań wpływu stylu życia na funkcjonowanie narządu ruchu człowieka.
9. Przeprowadzone badania modelowe i doświadczalne wykazały, że sedentarny styl życia negatywnie wpływa na funkcjonowanie narządu ruchu zwiększając obciążenia przenoszone przez układ szkieletowy, zwiększając wydatek energetyczny mięśni, zaburzając prawidłową postawę ciała, co w rezultacie może prowadzić m.in. do degeneracyjnych zmian w układzie mięśniowo-szkieletowym, zwyrodnień stawów kończyn dolnych, zwiększonego ryzyka urazów oraz przewlekłych dolegliwości bólowych kręgosłupa.
10. Uzyskane wyniki badań mogą zostać wykorzystane do opracowania skutecznych działań prozdrowotnych i profilaktycznych, które będą zapobiegać i niwelować negatywne skutki sedentarnego stylu życia.



## 6 KIERUNEK DALSZYCH BADAŃ

Analiza wyników uzyskanych w longitudinalnych badaniach doświadczalnych oraz badaniach modelowych wskazuje na potrzebę dalszych prac badawczych w następujących obszarach:

- przeprowadzenie longitudinalnych badań aktywności fizycznej oraz biomechanicznych badań doświadczalnych z uwzględnieniem wydłużonego okresu trwania (np. 5 lat), co pozwoli na bardziej szczegółową analizę badanych zjawisk oraz lepsze uchwycenie ich długoterminowych tendencji,
- przeprowadzenie longitudinalnych badań z udziałem większej liczby uczestników, obejmujących przedstawicieli różnych grup wiekowych oraz osoby o zróżnicowanym poziomie aktywności fizycznej – od prowadzących siedzący tryb życia, przez osoby o umiarkowanej aktywności, aż po osoby bardzo aktywne,
- przeprowadzenie wielowariantowych symulacji numerycznych uwzględniających jednocześnie zmiany różnych cech fizycznych człowieka, które są wynikiem sedentarnego stylu życia,
- poszerzenie zakresu badań pozwalających na dokładniejsze prognozowanie konsekwencji zdrowotnych sedentarnego stylu życia i powiązanie wyników symulacji numerycznych funkcjonowania układu mięśniowo-szkieletowego z konkretnymi dysfunkcjami narządu ruchu.

## **„Model matematyczny prognozowania konsekwencji zdrowotnych w obrębie układu szkieletowo-mięśniowego w wyniku sedentarnego stylu życia”**

### **STRESZCZENIE**

Celem niniejszej rozprawy doktorskiej było prognozowanie konsekwencji zdrowotnych sedentarnego stylu życia w obrębie układu mięśniowo-szkieletowego na podstawie wyników badań modelowych oraz longitudinalnych badań doświadczalnych narządu ruchu człowieka.

Realizacja postawionego celu badawczego wymagała opracowania planu badań obejmującego dwa kluczowe etapy: I) badania doświadczalne i literaturowe oraz II) badania modelowe.

W I części pracy przeprowadzono longitudinalne badania aktywności fizycznej, pomiary masy ciała oraz wybrane pomiary biomechaniczne, które pozwoliły na identyfikację cech fizycznych człowieka zmieniających się w wyniku sedentarnego stylu życia. Wyniki przeprowadzonych badań doświadczalnych oraz analiza literatury wykazały, że zmiany masy ciała, zdolności siłowych oraz postawy ciała są cechami fizycznymi, które najczęściej i w sposób istotny zmieniają się w wyniku sedentarnego stylu życia.

W II etapie badań opracowano matematyczne modele narządu ruchu człowieka uwzględniające zmienność zidentyfikowanych cech fizycznych będących konsekwencją sedentarnego stylu życia. Badania modelowe prowadzono z wykorzystaniem oprogramowania AnyBody Modeling System. Wykonane symulacje numeryczne przy użyciu opracowanych modeli umożliwiły ocenę sił reakcji występujących w odcinku lędźwiowym kręgosłupa oraz stawach kończyn dolnych, a także sił mięśniowych generowanych przez układ mięśniowy w trakcie wykonywania codziennych czynności, takich jak stanie, siadanie i wstawanie z krzesła, podnoszenie i trzymanie przedmiotów oraz chód. Analiza wyników prowadzonych symulacji numerycznych pozwoliła na ocenę funkcjonowania układu mięśniowo-szkieletowego oraz prognozowanie konsekwencji zdrowotnych sedentarnego stylu życia.

Przeprowadzone badania modelowe i doświadczalne wykazały, że sedentarny styl życia negatywnie wpływa na funkcjonowanie narządu ruchu zwiększając obciążenia przenoszone przez układ szkieletowy, zwiększając wydatek energetyczny mięśni, zaburzając prawidłową postawę ciała, co w rezultacie może prowadzić m.in. do degeneracyjnych zmian w układzie mięśniowo-szkieletowym, zwyrodnień stawów kończyn dolnych, zwiększonego ryzyka urazów oraz przewlekłych dolegliwości bólowych kręgosłupa.

## **“Mathematical model of prediction of health consequences in musculoskeletal system as a result of sedentary lifestyle”**

### **ABSTRACT**

The objective of this doctoral dissertation was to predict the health consequences of a sedentary lifestyle on the musculoskeletal system based on the results of modelling studies and longitudinal experimental research on the human locomotor system.

The achievement of the stated research objective required the development of a research plan consisting of two key stages: (I) experimental and literature studies and (II) modelling studies.

In the first part of the study, longitudinal research on physical activity, body mass measurements, and selected biomechanical assessments were conducted to identify physical characteristics that change as a result of a sedentary lifestyle. The results of the experimental studies, along with a literature review, indicated that changes in body weight, strength capabilities, and posture are the most frequently and significantly affected physical characteristics associated with a sedentary lifestyle.

In the second stage of the study, mathematical models of the human musculoskeletal system were developed, incorporating the variability of identified physical characteristics resulting from a sedentary lifestyle. The modelling research was conducted using the AnyBody Modeling System software. Numerical simulations performed with the formulated models enabled the assessment of reaction forces in the lumbar spine and lower limb joints, as well as muscle forces generated by the musculoskeletal system during daily activities such as standing, sitting down and getting up from a chair, lifting and holding objects, and walking. The analysis of numerical simulation results provided insights into the functioning of the musculoskeletal system and facilitated the prediction of health consequences associated with a sedentary lifestyle.

The conducted modelling and experimental studies demonstrated that a sedentary lifestyle negatively affects the functioning of the musculoskeletal system by increasing the loads transmitted through the skeletal system, elevating muscle energy expenditure, and disrupting proper body posture. As a result, these changes may lead to degenerative alterations in the musculoskeletal system, joint degeneration in the lower limbs, an increased risk of injuries, and chronic back pain.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] ABRAHIN O., RODRIGUES R.P., MARÇAL A.C., ALVES E.A.C., FIGUEIREDO R.C., DE SOUSA E.C., *Swimming and cycling do not cause positive effects on bone mineral density: a systematic review*, Rev. Bras. Reumatol. (English Ed., 2016, 56, 345–351, DOI: 10.1016/j.rbre.2016.02.013.
- [2] ADAMS M.A., *Biomechanics of back pain*, Acupunct. Med., 2004, 22, 178–188, DOI: 10.1136/AIM.22.4.178.
- [3] AHN H., CHOI H.Y., KI M., *Association between levels of physical activity and low handgrip strength: Korea National Health and Nutrition Examination Survey 2014-2019*, Epidemiol. Health, 2022, 44, e2022027, DOI: 10.4178/EPIH.E2022027.
- [4] AKUNE T., MURAKI S., OKA H., TANAKA S., KAWAGUCHI H., NAKAMURA K., ET AL., *Exercise habits during middle age are associated with lower prevalence of sarcopenia: the ROAD study*, Osteoporos. Int., 2014, 25, 1081–1088, DOI: 10.1007/S00198-013-2550-Z.
- [5] ALSUFIANY M.B., LOHMAN E.B., DAHER N.S., GANG G.R., SHALLAN A.I., JABER H.M., *Non-specific chronic low back pain and physical activity: A comparison of postural control and hip muscle isometric strength*, Medicine (Baltimore), 2020, 99, e18544, DOI: 10.1097/MD.00000000000018544.
- [6] ALTHOFF T., SOSIČ R., HICKS J.L., KING A.C., DELP S.L., LESKOVEC J., *Large-scale physical activity data reveal worldwide activity inequality*, Nature, 2017, 547, 336, DOI: 10.1038/NATURE23018.
- [7] AMARAL C.A., AMARAL T.L.M., MONTEIRO G.T.R., VASCONCELLOS M.T.L., PORTELA M.C., *Hand grip strength: Reference values for adults and elderly people of Rio Branco, Acre, Brazil*, PLoS One, 2019, 14, DOI: 10.1371/JOURNAL.PONE.0211452.
- [8] AMIRI P., HUBLEY-KOZEY C.L., LANDRY S.C., STANISH W.D., ASTEPHEN WILSON J.L., *Obesity is associated with prolonged activity of the quadriceps and gastrocnemii during gait*, J. Electromyogr. Kinesiol., 2015, 25, 951–958, DOI: 10.1016/j.jelekin.2015.10.007.
- [9] AN R., SHI Y., *Body weight status and onset of functional limitations in U.S. middle-aged and older adults*, Disabil. Health J., 2015, 8, 336–344, DOI: 10.1016/j.dhjo.2015.02.003.
- [10] ANDREEVA A., MELNIKOV A., SKVORTSOV D., AKHMEROVA K., VAVAEV A., GOLOV A., ET AL., *Postural stability in athletes: The role of sport direction*, Gait Posture, 2021, 89, 120–125, DOI: 10.1016/j.gaitpost.2021.07.005.

- [11] ARAÚJO F., LUCAS R., ALEGRETE N., AZEVEDO A., BARROS H., *Individual and contextual characteristics as determinants of sagittal standing posture: a population-based study of adults*, Spine J., 2014, 14, 2373–2383, DOI: 10.1016/j.spinee.2014.01.040.
- [12] ASADI-MELERDI S., RAJABI-SHAMLI E., SHEIKHHOSEINI R., PIRI H., *Association of Upper Quarter Posture with Depression, Anxiety, and Level of Physical Activity in Sixth Grade Elementary School Students of Karaj City, Iran*, Int. J. Sch. Heal., 2020, 7, 48–55, DOI: 10.30476/intjsh.2020.85300.1052.
- [13] ATICI H., GONEN D., ORAL A., KAYA B., *Ergonomic analysis of an assembly line using the anybody modeling system*, In: Proceedings of the World Congress on Mechanical, Chemical, and Material Engineering, Avestia Publishing, 2017, DOI: 10.11159/icmie17.125.
- [14] AUDREY S., PROCTER S., COOPER A.R., *The contribution of walking to work to adult physical activity levels: A cross sectional study*, Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act., 2014, 11, 1–8, DOI: 10.1186/1479-5868-11-37/FIGURES/1.
- [15] AZEVEDO M.R., ARAÚJO C.L.P., REICHERT F.F., SIQUEIRA F.V., DA SILVA M.C., HALLAL P.C., *Gender differences in leisure-time physical activity*, Int. J. Public Health, 2007, 52, 8, DOI: 10.1007/S00038-006-5062-1.
- [16] BACKHOLER K., WONG E., FREAK-POLI R., WALLS H.L., PEETERS A., *Increasing body weight and risk of limitations in activities of daily living: a systematic review and meta-analysis*, Obes. Rev., 2012, 13, 456–468, DOI: 10.1111/j.1467-789X.2011.00970.x.
- [17] BAK H., PETERSEN L., SØRENSEN T.I.A., *Physical activity in relation to development and maintenance of obesity in men with and without juvenile onset obesity*, Int. J. Obes., 2004, 28, 99–104, DOI: 10.1038/SJ.IJO.0802525.
- [18] BANN D., HIRE D., MANINI T., COOPER R., BOTOSENEANU A., MCDERMOTT M.M., ET AL., *Light Intensity Physical Activity and Sedentary Behavior in Relation to Body Mass Index and Grip Strength in Older Adults: Cross-Sectional Findings from the Lifestyle Interventions and Independence for Elders (LIFE) Study*, PLoS One, 2015, 10, e0116058, DOI: 10.1371/JOURNAL.PONE.0116058.
- [19] BARREY C., JUND J., NOSEDA O., ROUSSOULY P., *Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases*, Eur. Spine J., 2007, 16, 1459–1467, DOI: 10.1007/s00586-006-0294-6.
- [20] BARREY C., ROUSSOULY P., LE HUEC J.-C., D’ACUNZI G., PERRIN G., *Compensatory mechanisms contributing to keep the sagittal balance of the spine*, Eur. Spine J., 2013,

- 22, 834–841, DOI: 10.1007/s00586-013-3030-z.
- [21] BASSANI T., STUCOVITZ E., QIAN Z., BRIGUGLIO M., GALBUSERA F., *Validation of the AnyBody full body musculoskeletal model in computing lumbar spine loads at L4L5 level*, J. Biomech., 2017, 58, 89–96, DOI: 10.1016/J.JBIOMECH.2017.04.025.
- [22] BASSETT D.R., MAHAR M.T., ROWE D.A., MORROW J.R., *Walking and measurement*, Med. Sci. Sports Exerc., 2008, 40, DOI: 10.1249/MSS.0B013E31817C699C.
- [23] BASSETT D.R., TOTH L.P., LAMUNION S.R., CROUTER S.E., *Step Counting: A Review of Measurement Considerations and Health-Related Applications*, Sports Med., 2017, 47, 1303, DOI: 10.1007/S40279-016-0663-1.
- [24] BASSETT D.R., WYATT H.R., THOMPSON H., PETERS J.C., HILL J.O., *Pedometer-measured physical activity and health behaviors in U.S. adults*, Med. Sci. Sports Exerc., 2010, 42, 1819–1825, DOI: 10.1249/MSS.0B013E3181DC2E54.
- [25] BAYARTAI M.-E., FERREIRA P.H., PAPPAS E., PINHEIRO M.B., DAMBADARJAA B., KHUYAGBAATAR E., ET AL., *Genetic and environmental effects on lumbar posture, flexibility and motion control in healthy adults*, Musculoskelet. Sci. Pract., 2020, 50, 102253, DOI: 10.1016/j.msksp.2020.102253.
- [26] BĘDZIŃSKI R., KĘDZIOR K., KIWERSKI J., MORECKI A., SKALSKI K., WALL A., ET AL., *Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna*, In: *Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000*, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa, 2004, 113–158
- [27] BENTHAM J., DI CESARE M., BILANO V., BIXBY H., ZHOU B., STEVENS G.A., ET AL., *Worldwide trends in body-mass index, underweight, overweight, and obesity from 1975 to 2016: a pooled analysis of 2416 population-based measurement studies in 128·9 million children, adolescents, and adults*, Lancet, 2017, 390, 2627–2642, DOI: [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(17\)32129-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(17)32129-3).
- [28] BERGMARK A., *Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering*, Acta Orthop. Scand. Suppl., 1989, 230, 1–54, DOI: 10.3109/17453678909154177.
- [29] BERNSTEIN M.S., MORABIA A., SLOUTSKIS D., *Definition and prevalence of sedentarism in an urban population.*, Am. J. Public Health, 1999, 89, 862–867, DOI: 10.2105/AJPH.89.6.862.
- [30] BIENIEK A., SZCZYGIÓŁ A., MICHNIK R., CHRZAN M., WODARSKI P., JURKOJĆ J., *Analysis of skeletal muscle system loads for the most optimal positions during lifting in different load distances*, In: *Advances in Intelligent Systems and Computing*, Springer Verlag, 2019, 221–230, DOI: 10.1007/978-3-319-97286-2\_20.
- [31] BŁASZCZYK J.W., PLEWA M., CIEŚLIŃSKA-ŚWIDER J., BACIK B., ZAHORSKA-

- MARKIEWICZ B., MARKIEWICZ A., *Impact of excess body weight on walking at the preferred speed*, Acta Neurobiol. Exp. (Wars)., 2011, 71, 528–540, DOI: 10.55782/ANE-2011-1869.
- [32] BOGDUK N., *Clinical and Radiological Anatomy of the Lumbar Spine*, Elsevier/Churchill Livingstone, 2005
- [33] BOHANNON R.W., *Hand-grip dynamometry predicts future outcomes in aging adults*, J. Geriatr. Phys. Ther., 2008, 31, 3–10, DOI: 10.1519/00139143-200831010-00002.
- [34] BONJOUR J., CHEVALLEY T., RIZZOLI R., FERRARI S., *Gene-Environment Interactions in the Skeletal Response to Nutrition and Exercise during Growth*, Med. Sport Sci., 2007, 51, 64–80, DOI: 10.1159/000103005.
- [35] BOVENZI M., SCHUST M., MENZEL G., HOFMANN J., HINZ B., *A cohort study of sciatic pain and measures of internal spinal load in professional drivers*, Ergonomics, 2015, 58, 1088–1102, DOI: 10.1080/00140139.2014.943302.
- [36] BRACH J.S., STUDENSKI S.A., PERERA S., VANSWEARINGEN J.M., NEWMAN A.B., *Gait variability and the risk of incident mobility disability in community-dwelling older adults*, J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci., 2007, 62, 983–988, DOI: 10.1093/GERONA/62.9.983.
- [37] BRAVATA D.M., SMITH-SPANGLER C., SUNDARAM V., GIENGER A.L., LIN N., LEWIS R., ET AL., *Using Pedometers to Increase Physical Activity and Improve Health: A Systematic Review*, JAMA, 2007, 298, 2296–2304, DOI: 10.1001/JAMA.298.19.2296.
- [38] CALLAGHAN J.P., MCGILL S.M., *Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting*, Ergonomics, 2001, 44, 280–294, DOI: 10.1080/00140130118276.
- [39] CAMPBELL S.D.I., BROSNAN B.J., CHU A.K.Y., SKEAFF C.M., REHRER N.J., PERRY T.L., ET AL., *Sedentary Behavior and Body Weight and Composition in Adults: A Systematic Review and Meta-analysis of Prospective Studies*, Sports Med., 2018, 48, 585–595, DOI: 10.1007/S40279-017-0828-6.
- [40] CAPODAGLIO P., CASTELNUOVO G., BRUNANI A., VISMARA L., VILLA V., MARIA CAPODAGLIO E., *Functional limitations and occupational issues in obesity: A review*, Int. J. Occup. Saf. Ergon., 2010, 16, 507–523, DOI: 10.1080/10803548.2010.11076863.
- [41] DE CARVALHO D.E., SOAVE D., ROSS K., CALLAGHAN J.P., *Lumbar Spine and Pelvic Posture Between Standing and Sitting: A Radiologic Investigation Including Reliability and Repeatability of the Lumbar Lordosis Measure*, J. Manipulative Physiol. Ther., 2010, 33, 48–55, DOI: 10.1016/j.jmpt.2009.11.008.

- [42] CAVA E., YEAT N.C., MITTENDORFER B., *Preserving Healthy Muscle during Weight Loss*, *Adv. Nutr.*, 2017, 8, 511–519, DOI: 10.3945/AN.116.014506.
- [43] CAVALLO F.R., GOLDEN C., PEARSON-STUTTARD J., FALCONER C., TOUMAZOU C., *The association between sedentary behaviour, physical activity and type 2 diabetes markers: A systematic review of mixed analytic approaches*, *PLoS One*, 2022, 17, DOI: 10.1371/JOURNAL.PONE.0268289.
- [44] CHASTIN S.F.M., MANDRICHENKO O., HELBOSTADT J.L., SKELTON D.A., *Associations between objectively-measured sedentary behaviour and physical activity with bone mineral density in adults and older adults, the NHANES study*, *Bone*, 2014, 64, 254–262, DOI: 10.1016/J.BONE.2014.04.009.
- [45] CHASTIN S.F.M., MANDRICHENKO O., HELBOSTADT J.L., SKELTON D.A., *Associations between objectively-measured sedentary behaviour and physical activity with bone mineral density in adults and older adults, the NHANES study*, *Bone*, 2014, 64, 254–262, DOI: 10.1016/j.bone.2014.04.009.
- [46] CHASTIN S.F., MANDRICHENKO O., SKELTON D.A., *The frequency of osteogenic activities and the pattern of intermittence between periods of physical activity and sedentary behaviour affects bone mineral content: The cross-sectional NHANES study*, *BMC Public Health*, 2014, 14, DOI: 10.1186/1471-2458-14-4.
- [47] CHAUDHRY U.A.R., WAHLICH C., FORTESCUE R., COOK D.G., KNIGHTLY R., HARRIS T., *The effects of step-count monitoring interventions on physical activity: Systematic review and meta-analysis of community-based randomised controlled trials in adults*, *Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act.*, 2020, 17, 1–16, DOI: 10.1186/S12966-020-01020-8/TABLES/2.
- [48] CHEN M. DE, KUO C.C., PELLEGRINI C.A., HSU M.J., *Accuracy of Wristband Activity Monitors during Ambulation and Activities*, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 2016, 48, 1942–1949, DOI: 10.1249/MSS.0000000000000984.
- [49] CHOPLIN R.H., LENCHIK L., WUERTZER S., *A Practical Approach to Interpretation of Dual-Energy X-ray Absorptiometry (DXA) for Assessment of Bone Density*, *Curr. Radiol. Rep.*, 2014, 2, 1–12, DOI: 10.1007/S40134-014-0048-X/FIGURES/14.
- [50] CHRISTENSEN R., BARTELS E.M., ASTRUP A., BLIDDAL H., *Effect of weight reduction in obese patients diagnosed with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis*, *Ann. Rheum. Dis.*, 2007, 66, 433, DOI: 10.1136/ARD.2006.065904.
- [51] CHRZAN M., MICHNIK R., MYŚLIWIEC A., WODARSKI P., SUCHOŃ S., GZIK M., ET AL., *The influence of isometric rotation of the lower limb on the functioning of the knee joint*



- stabilizers and rotator muscles*, Acta Bioeng. Biomech., 2022, Vol. 24, 139–146, DOI: 10.37190/ABB-02158-2022-01.
- [52] CHURCH T.S., MARTIN C.K., THOMPSON A.M., EARNEST C.P., MIKUS C.R., BLAIR S.N., *Changes in Weight, Waist Circumference and Compensatory Responses with Different Doses of Exercise among Sedentary, Overweight Postmenopausal Women*, PLoS One, 2009, 4, e4515, DOI: 10.1371/journal.pone.0004515.
- [53] CIPRANDI D., BERTOZZI F., ZAGO M., FERREIRA C.L.P., BOARI G., SFORZA C., ET AL., *Study of the association between gait variability and physical activity*, Eur. Rev. Aging Phys. Act., 2017, 14, 1–10, DOI: 10.1186/S11556-017-0188-0/TABLES/4.
- [54] CLAEYS K., BRUMAGNE S., DEKLERCK J., VANDERHAEGHEN J., DANKAERTS W., *Sagittal evaluation of usual standing and sitting spinal posture*, J. Bodyw. Mov. Ther., 2016, 20, 326–333, DOI: 10.1016/j.jbmt.2015.10.002.
- [55] CLAUS A., HIDES J., MOSELEY G.L., HODGES P., *Sitting versus standing: Does the intradiscal pressure cause disc degeneration or low back pain?*, J. Electromyogr. Kinesiol., 2008, 18, 550–558, DOI: 10.1016/j.jelekin.2006.10.011.
- [56] CLAUS A.P., HIDES J.A., MOSELEY G.L., HODGES P.W., *Different ways to balance the spine: Subtle changes in sagittal spinal curves affect regional muscle activity*, Spine (Phila. Pa. 1976), 2009, 34, E208–E214, DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181908ead.
- [57] COENEN P., KINGMA I., BOOT C.R.L., TWISK J.W.R., BONGERS P.M., VAN DIEËN J.H., *Cumulative Low Back Load at Work as a Risk Factor of Low Back Pain: A Prospective Cohort Study*, J. Occup. Rehabil., 2013, 23, 11–18, DOI: 10.1007/s10926-012-9375-z.
- [58] CORBEIL P., PLAMONDON A., HANDRIGAN G., VALLÉE-MARCOTTE J., LAURENDEAU S., TEN HAVE J., ET AL., *Biomechanical analysis of manual material handling movement in healthy weight and obese workers*, Appl. Ergon., 2019, 74, 124–133, DOI: 10.1016/j.apergo.2018.08.018.
- [59] COSKUN BENLIDAYI I., BASARAN S., *Comparative study of lumbosacral alignment in elderly versus young adults: data on patients with low back pain*, Aging Clin. Exp. Res., 2015, 27, 297–302, DOI: 10.1007/S40520-014-0274-3/TABLES/2.
- [60] CRAWFORD R.J., GIZZI L., MHUIRIS Á.N., FALLA D., *Are regions of the lumbar multifidus differentially activated during walking at varied speed and inclination?*, J. Electromyogr. Kinesiol., 2016, 30, 177–183, DOI: 10.1016/j.jelekin.2016.07.006.
- [61] CROUTER S.E., SCHNEIDER P.L., BASSETT D.R., *Spring-levered versus piezo-electric pedometer accuracy in overweight and obese adults*, Med. Sci. Sports Exerc., 2005, 37, 1673–1679, DOI: 10.1249/01.MSS.0000181677.36658.A8.

- [62] CZERWIŃSKI E., OSIELENIEC J., BADURSKI J., MARCINOWSKA-SUCHOWIERSKA E., CZERWIŃSKA I., *Współczesna diagnostyka osteoporozy*, Fam. Med. Care Rev., 2008, 10, 821–829.
- [63] DAI H., ALSALHE T.A., CHALGHAF N., RICCÒ M., BRAGAZZI N.L., WU J., *The global burden of disease attributable to high body mass index in 195 countries and territories, 1990–2017: An analysis of the Global Burden of Disease Study*, PLoS Med., 2020, 17, DOI: 10.1371/journal.pmed.1003198.
- [64] DAMSGAARD M., RASMUSSEN J., CHRISTENSEN S.T., SURMA E., DE ZEE M., *Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System*, Simul. Model. Pract. Theory, 2006, 14, 1100–1111, DOI: 10.1016/J.SIMPAT.2006.09.001.
- [65] DELEXTRAT A., MATTHEW D., COHEN D.D., BRISSWALTER J., *Effect of stride frequency on the energy cost of walking in obese teenagers*, Hum. Mov. Sci., 2011, 30, 115–124, DOI: 10.1016/J.HUMOV.2010.10.004.
- [66] DELFA-DE LA MORENA J.M., CASTRO E.A., ROJO-TIRADO M.Á., BORES-GARCÍA D., *Relation of Physical Activity Level to Postural Balance in Obese and Overweight Spanish Adult Males: A Cross-Sectional Study*, Int. J. Environ. Res. Public Health, 2021, 18, 8282, DOI: 10.3390/ijerph18168282.
- [67] DIEBO B.G., VARGHESE J.J., LAFAGE R., SCHWAB F.J., LAFAGE V., *Sagittal alignment of the spine: What do you need to know?*, Clin. Neurol. Neurosurg., 2015, 139, 295–301, DOI: 10.1016/J.CLINEURO.2015.10.024.
- [68] DIMAI H.P., *Use of dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) for diagnosis and fracture risk assessment; WHO-criteria, T- and Z-score, and reference databases*, Bone, 2017, 104, 39–43, DOI: 10.1016/J.BONE.2016.12.016.
- [69] DOHRN I.M., HAGSTRÖMER M., HELLÉNIUS M.L., STÄHLE A., *Gait Speed, Quality of Life, and Sedentary Time are Associated with Steps per Day in Community-Dwelling Older Adults with Osteoporosis*, J. Aging Phys. Act., 2016, 24, 22–31, DOI: 10.1123/JAPA.2014-0116.
- [70] DRYGAS W., KWAŚNIEWSKA M., SZCZEŚNIEWSKA D., KOZAKIEWICZ K., GŁUSZEK J., WIERCIŃSKA E., ET AL., *Ocena poziomu aktywności fizycznej dorosłej populacji Polski. Wyniki programu WOBASZ*, Undefined, 2005
- [71] DRZAŁ-GRABIEC J., SNELA S., RYKAŁA J., PODGÓRSKA J., BANAŚ A., *Changes in the body posture of women occurring with age*, BMC Geriatr., 2013, 13, 108, DOI: 10.1186/1471-2318-13-108.
- [72] DU S.-H., ZHANG Y.-H., YANG Q.-H., WANG Y.-C., FANG Y., WANG X.-Q., *Spinal*

- posture assessment and low back pain*, EFORT Open Rev., 2023, 8, 708–718, DOI: 10.1530/EOR-23-0025.
- [73] DUNSTAN D.W., THORP A.A., HEALY G.N., *Prolonged sitting: is it a distinct coronary heart disease risk factor?*, Curr. Opin. Cardiol., 2011, 26, 412–419, DOI: 10.1097/HCO.0B013E3283496605.
- [74] DUNTON G.F., BERRIGAN D., BALLARD-BARBASH R., GRAUBARD B., ATIENZA A.A., *Joint associations of physical activity and sedentary behaviors with body mass index: results from a time use survey of US adults*, Int. J. Obes., 2009, 33, 1427–1436, DOI: 10.1038/ijo.2009.174.
- [75] EGERTON T., PATERSON K., HELBOSTAD J.L., *The Association Between Gait Characteristics and Ambulatory Physical Activity in Older People: A Cross-Sectional and Longitudinal Observational Study Using Generation 100 Data*, J. Aging Phys. Act., 2017, 25, 10–19, DOI: 10.1123/JAPA.2015-0252.
- [76] ERVIN C.M., WHALLEY D., VON HUTH SMITH L., CRAWFORD R., DINE J., FEHNEL S.E., *Development of the impact of weight on daily activities questionnaire: A patient-reported outcome measure*, Clin. Obes., 2020, 10, DOI: 10.1111/COB.12387.
- [77] ESSER S., BAILEY A., *Effects of exercise and physical activity on knee osteoarthritis*, Curr. Pain Headache Rep., 2011, 15, 423–430, DOI: 10.1007/S11916-011-0225-Z/TABLES/1.
- [78] EVANS W.J., *Skeletal muscle loss: cachexia, sarcopenia, and inactivity*, Am. J. Clin. Nutr., 2010, 91, DOI: 10.3945/AJCN.2010.28608A.
- [79] EVENSON K.R., WEN F., METZGER J.S., HERRING A.H., *Physical activity and sedentary behavior patterns using accelerometry from a national sample of United States adults*, Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act., 2015, 12, DOI: 10.1186/S12966-015-0183-7.
- [80] FABIANI R., NALDINI G., CHIAVARINI M., *Dietary Patterns in Relation to Low Bone Mineral Density and Fracture Risk: A Systematic Review and Meta-Analysis*, Adv. Nutr., 2019, 10, 219, DOI: 10.1093/ADVANCES/NMY073.
- [81] FATHIMA A.V., DUTT A.R., BHAT S.K., BHAT B., FAKRUDDIN A.V., *A comparative study of handgrip strength among sedentary and non-sedentary workers*, Natl. J. Physiol. Pharm. Pharmacol., 2017, DOI: 10.5455/njppp.2017.7.0927706102016.
- [82] FEITO Y., BASSETT D.R., TYO B., THOMPSON D.L., *Effects of body mass index and tilt angle on output of two wearable activity monitors*, Med. Sci. Sports Exerc., 2011, 43, 861–866, DOI: 10.1249/MSS.0B013E3181FEFD40.
- [83] FERREIRA P.H., FERREIRA M.L., HODGES P.W., *Changes in recruitment of the abdominal*

- muscles in people with low back pain: Ultrasound measurement of muscle activity*, Spine (Phila. Pa. 1976)., 2004, 29, 2560–2566, DOI: 10.1097/01.BRS.0000144410.89182.F9.
- [84] FERRERO E., LIABAUD B., CHALLIER V., LAFAGE R., DIEBO B.G., VIRA S., ET AL., *Role of pelvic translation and lower-extremity compensation to maintain gravity line position in spinal deformity*, J. Neurosurg. Spine, 2016, 24, 436–446, DOI: 10.3171/2015.5.SPINE14989.
- [85] FETER N., DOS SANTOS T.S., CAPUTO E.L., DA SILVA M.C., *What is the role of smartphones on physical activity promotion? A systematic review and meta-analysis*, Int. J. Public Health, 2019, 64, 679–690, DOI: 10.1007/S00038-019-01210-7/FIGURES/4.
- [86] FOSTER G.D., MCGUCKIN B.G., *Estimating Resting Energy Expenditure in Obesity*, Obes. Res., 2001, 9, 367S-372S, DOI: 10.1002/OBY.2001.9.S5.367.
- [87] FUKUOKA Y., VITTINGHOFF E., JONG S.S., HASKELL W., *Innovation to motivation—pilot study of a mobile phone intervention to increase physical activity among sedentary women*, Prev. Med. (Baltim)., 2010, 51, 287–289, DOI: 10.1016/J.YPMED.2010.06.006.
- [88] GALE C.R., MARTYN C.N., COOPER C., SAYER A.A., *Grip strength, body composition, and mortality*, Int. J. Epidemiol., 2007, 36, 228–235, DOI: 10.1093/IJE/DYL224.
- [89] GARRIGA A., SEMPERE-RUBIO N., MOLINA-PRADOS M.J., FAUBEL R., *Impact of seasonality on physical activity: A systematic review*, Int. J. Environ. Res. Public Health, 2022, 19, DOI: 10.3390/IJERPH19010002/S1.
- [90] GHEZELBASH F., SHIRAZI-ADL A., ARJMAND N., EL-OUAAID Z., PLAMONDON A., MEAKIN J.R., *Effects of sex, age, body height and body weight on spinal loads: Sensitivity analyses in a subject-specific trunk musculoskeletal model*, J. Biomech., 2016, 49, 3492–3501, DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.09.026.
- [91] GIEROBA B., *Wpływ aktywności fizycznej na zdrowie psychiczne i funkcje poznawcze*, Med. Ogólna i Nauk. o Zdrowiu, 2019, 25, 153–161, DOI: 10.26444/MONZ/112259.
- [92] GILLEARD W., SMITH T., *Effect of obesity on posture and hip joint moments during a standing task, and trunk forward flexion motion*, Int. J. Obes., 2007, 31, 267–271, DOI: 10.1038/sj.ijo.0803430.
- [93] GILLEARD W., *Functional Task Limitations in Obese Adults*, Curr. Obes. Rep., 2012, 1, 174–180, DOI: 10.1007/s13679-012-0019-6.
- [94] GOLUBNITSCHAJA O., LSKOVA A., KOKLESOVA L., SAMEC M., BIRINGER K., BÜSSELBERG D., ET AL., *Caution, “normal” BMI: health risks associated with potentially masked individual underweight-EPMA Position Paper 2021*, EPMA J., 2021, 12, 243–264, DOI: 10.1007/S13167-021-00251-4.

- [95] GONG H., SUN L., YANG R., PANG J., CHEN B., QI R., ET AL., *Changes of upright body posture in the sagittal plane of men and women occurring with aging – a cross sectional study*, BMC Geriatr., 2019, 19, 71, DOI: 10.1186/s12877-019-1096-0.
- [96] GOUELLE A., LEROUX J., BREDIN J., MÉGROT F., *Changes in Gait Variability From First Steps to Adulthood: Normative Data for the Gait Variability Index*, J. Mot. Behav., 2016, 48, 249–255, DOI: 10.1080/00222895.2015.1084986.
- [97] GRACIA-MARCO L., REY-LÓPEZ J.P., SANTALIELSTRA-PASÍAS A.M., JIMÉNEZ-PAVÓN D., DÍAZ L.E., MORENO L.A., ET AL., *Sedentary behaviours and its association with bone mass in adolescents: The HELENA cross-sectional study*, BMC Public Health, 2012, 12, DOI: 10.1186/1471-2458-12-971.
- [98] GRANATA K.P., SLOTA G.P., WILSON S.E., *Influence of Fatigue in Neuromuscular Control of Spinal Stability*, Hum. Factors J. Hum. Factors Ergon. Soc., 2004, 46, 81–91, DOI: 10.1518/hfes.46.1.81.30391.
- [99] GRIEGEL-MORRIS P., LARSON K., MUELLER-KLAUS K., OATIS C.A., *Incidence of Common Postural Abnormalities in the Cervical, Shoulder, and Thoracic Regions and Their Association with Pain in Two Age Groups of Healthy Subjects*, Phys. Ther., 1992, 72, 425–431, DOI: 10.1093/ptj/72.6.425.
- [100] GUNTER K.B., ALMSTEDT H.C., JANZ K.F., *Physical activity in childhood may be the key to optimizing lifespan skeletal health*, Exerc. Sport Sci. Rev., 2012, 40, 13–21, DOI: 10.1097/JES.0B013E318236E5EE.
- [101] GÜNTHER C.M., BÜRGER A., RICKERT M., CRISPIN A., SCHULZ C.U., *Grip Strength in Healthy Caucasian Adults: Reference Values*, J. Hand Surg. Am., 2008, 33, 558–565, DOI: 10.1016/j.jhsa.2008.01.008.
- [102] GZIK M., *Modelowanie oraz nowoczesne metody inżynierskiego wspomaganie leczenia wad narządu ruchu człowieka*, Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji - PIB, Gliwice-Radom, 2013
- [103] HAHN P., SPIES C., UNGLAUB F., MÜHLDORFER-FODOR M., *Die Messung der Griffkraft: Wertigkeit und Grenzen*, Orthopade, 2018, 47, 191–197, DOI: 10.1007/S00132-017-3487-2/FIGURES/6.
- [104] HAJIHOSEINALI M., ARJMAND N., SHIRAZI-ADL A., *Effect of body weight on spinal loads in various activities: A personalized biomechanical modeling approach*, J. Biomech., 2015, 48, 276–282, DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.11.033.
- [105] HAMACHER D., SINGH N.B., VAN DIEËN J.H., HELLER M.O., TAYLOR W.R., *Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review*, J. R.

- Soc. Interface, 2011, 8, 1682–1698, DOI: 10.1098/RSIF.2011.0416.
- [106] HAUSDORFF J.M., RIOS D.A., EDELBERG H.K., *Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study*, Arch. Phys. Med. Rehabil., 2001, 82, 1050–1056, DOI: 10.1053/apmr.2001.24893.
- [107] HAYDEN A.M., HAYES A.M., BRECHBUHLER J.L., ISRAEL H., PLACE H.M., *The effect of pelvic motion on spinopelvic parameters*, Spine J., 2018, 18, 173–178, DOI: 10.1016/J.SPINEE.2017.08.234.
- [108] HELD-ZIÓŁKOWSKA M., *Równowaga statyczna i dynamiczna ciała. Cz. 1, Organizacja zmysłowa i biomechanika układu równowagi*, Mag. Otorynolaryngologiczny, 2006, 5, 39–46
- [109] HENEGHAN N.R., BAKER G., THOMAS K., FALLA D., RUSHTON A., *What is the effect of prolonged sitting and physical activity on thoracic spine mobility? An observational study of young adults in a UK university setting*, BMJ Open, 2018, 8, e019371, DOI: 10.1136/bmjopen-2017-019371.
- [110] HERGENROEDER A.L., BRACH J.S., OTTO A.D., SPARTO P.J., JAKICIC J.M., *The Influence of Body Mass Index on Self-report and Performance-based Measures of Physical Function in Adult Women*, Cardiopulm. Phys. Ther. J., 2011, 22, 11–20, DOI: 10.1097/01823246-201122030-00004.
- [111] VAN DEN HEUVEL E.G.H.M., STEIJNS J.M.J.M., *Dairy products and bone health: how strong is the scientific evidence?*, Nutr. Res. Rev., 2018, 31, 164–178, DOI: 10.1017/S095442241800001X.
- [112] HIDES J., STANTON W., *Muscle Imbalance Among Elite Australian Rules Football Players: A Longitudinal Study of Changes in Trunk Muscle Size*, J. Athl. Train., 2012, 47, 314, DOI: 10.4085/1062-6050-47.3.03.
- [113] HILLS A.P., HENNIG E.M., BYRNE N.M., STEELE J.R., *The biomechanics of adiposity - Structural and functional limitations of obesity and implications for movement*, Obes. Rev., 2002, 3, 35–43, DOI: 10.1046/j.1467-789X.2002.00054.x.
- [114] HODGES P.W., *Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability?*, Man. Ther., 1999, 4, 74–86, DOI: 10.1054/MATH.1999.0169.
- [115] HOUSTON D.K., DING J., NICKLAS B.J., HARRIS T.B., LEE J.S., NEVITT M.C., ET AL., *The association between weight history and physical performance in the Health, Aging and Body Composition study*, Int. J. Obes., 2007, 31, 1680–1687, DOI: 10.1038/sj.ijo.0803652.
- [116] HU Z., MAN G.C.W., YEUNG K.H., CHEUNG W.H., CHU W.C.W., LAW S.W., ET AL., 2020

- Young Investigator Award Winner: Age- And Sex-related Normative Value of Whole-body Sagittal Alignment Based on 584 Asymptomatic Chinese Adult Population from Age 20 to 89*, *Spine* (Phila. Pa. 1976)., 2020, 45, 79–87, DOI: 10.1097/BRS.00000000000003187.
- [117] HUANG Y., LI L., GAN Y., WANG C., JIANG H., CAO S., ET AL., *Sedentary behaviors and risk of depression: a meta-analysis of prospective studies*, *Transl. Psychiatry* 2020 101, 2020, 10, 1–10, DOI: 10.1038/s41398-020-0715-z.
- [118] HUANG Z., LIU Y., ZHOU Y., *Sedentary Behaviors and Health Outcomes among Young Adults: A Systematic Review of Longitudinal Studies*, *Healthc.*, 2022, 10, 1480, DOI: 10.3390/HEALTHCARE10081480/S1.
- [119] HULENS M., VANSANT G., LYSSENS R., CLAESSENS A.L., MULS E., BRUMAGNE S., *Study of differences in peripheral muscle strength of lean versus obese women: an allometric approach*, *Int. J. Obes. Relat. Metab. Disord.*, 2001, 25, 676–681, DOI: 10.1038/SJ.IJO.0801560.
- [120] JAKICIC J.M., POWELL K.E., CAMPBELL W.W., DIPIETRO L., PATE R.R., PESCATELLO L.S., ET AL., *Physical Activity and the Prevention of Weight Gain in Adults: A Systematic Review*, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 2019, 51, 1262–1269, DOI: 10.1249/MSS.0000000000001938.
- [121] JAKICIC J.M., ROGERS R.J., DAVIS K.K., COLLINS K.A., *Role of Physical Activity and Exercise in Treating Patients with Overweight and Obesity*, *Clin. Chem.*, 2018, 64, 99–107, DOI: 10.1373/CLINCHEM.2017.272443.
- [122] JAKOBSEN M.D., SUNDSTRUP E., KRUSTRUP P., AAGAARD P., *The effect of recreational soccer training and running on postural balance in untrained men*, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 2011, 111, 521–530, DOI: 10.1007/S00421-010-1669-2.
- [123] JANDACKA D., UCHYTIŁ J., ZAHRADNIK D., FARANA R., VILIMEK D., SKYPALA J., ET AL., *Running and Physical Activity in an Air-Polluted Environment: The Biomechanical and Musculoskeletal Protocol for a Prospective Cohort Study 4HAIE (Healthy Aging in Industrial Environment—Program 4)*, *Int. J. Environ. Res. Public Heal.* 2020, Vol. 17, Page 9142, 2020, 17, 9142, DOI: 10.3390/IJERPH17239142.
- [124] JANKOWICZ-SZYMAŃSKA A., BIBRO M.A., WÓDKA K., SMOŁA E., *The influence of age on the body posture of women*, *Heal. Promot. Phys. Act.*, 2018, 1, 1–6, DOI: 10.5604/01.3001.0012.1270.
- [125] JURKOJĆ J., *Badania zdolności utrzymywania równowagi ciała przez człowieka w środowisku rzeczywistym i wirtualnym*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice,

2018

- [126] KANTAR, Special Eurobarometer 525 - Sport and Physical Activity, 2022, DOI: 10.2766/151826.
- [127] KÄRKKÄINEN M., RIKKONEN T., KRÖGER H., SIROLA J., TUPPURAINEN M., SALOVAARA K., ET AL., *Physical tests for patient selection for bone mineral density measurements in postmenopausal women*, Bone, 2009, 44, 660–665, DOI: 10.1016/J.BONE.2008.12.010.
- [128] KASOVIĆ M., ŠTEFAN L., ZVONAŘ M., *Domain-Specific and Total Sedentary Behavior Associated with Gait Velocity in Older Adults: The Mediating Role of Physical Fitness*, Int. J. Environ. Res. Public Health, 2020, 17, 593, DOI: 10.3390/ijerph17020593.
- [129] KIERS H., VAN DIEËN J., DEKKERS H., WITTINK H., VANHEES L., *A Systematic Review of the Relationship between Physical Activities in Sports or Daily Life and Postural Sway in Upright Stance*, Sport. Med., 2013, 43, 1171–1189, DOI: 10.1007/s40279-013-0082-5.
- [130] KIM H.K., LU S.H., LU T.W., CHOU L.S., *Contribution of lower extremity muscles to center of mass acceleration during walking: Effect of body weight*, J. Biomech., 2023, 146, 111398, DOI: 10.1016/J.JBIOMECH.2022.111398.
- [131] KIM J., HWANG J.Y., OH J.K., PARK M.S., KIM S.W., CHANG H., ET AL., *The association between whole body sagittal balance and risk of falls among elderly patients seeking treatment for back pain*, Bone Joint Res., 2017, 6, 337–344, DOI: 10.1302/2046-3758.65.BJR-2016-0271.R2.
- [132] KIM S.H., KIM T.H., HWANG H.J., *The relationship of physical activity (PA) and walking with sarcopenia in Korean males aged 60 years and older using the Fourth Korean National Health and Nutrition Examination Survey (KNHANES IV-2, 3), 2008-2009*, Arch. Gerontol. Geriatr., 2013, 56, 472–477, DOI: 10.1016/J.ARCHGER.2012.12.009.
- [133] KIM Y.A., LEE Y., LEE J.H., SEO J.H., *Effects of physical activity on bone mineral density in older adults: Korea National Health and Nutrition Examination Survey, 2008-2011*, Arch. Osteoporos., 2019, 14, DOI: 10.1007/S11657-019-0655-5.
- [134] KOHRT W.M., BLOOMFIELD S.A., LITTLE K.D., NELSON M.E., YINGLING V.R., *Physical Activity and Bone Health*, Med. Sci. Sport. Exerc., 2004, 36, 1985–1996, DOI: 10.1249/01.MSS.0000142662.21767.58.
- [135] KORAKAKIS V., O’SULLIVAN K., O’SULLIVAN P.B., EVAGELINO V., SOTIRALIS Y., SIDERIS A., ET AL., *Physiotherapist perceptions of optimal sitting and standing posture*, Musculoskelet. Sci. Pract., 2019, 39, 24–31, DOI: 10.1016/j.msksp.2018.11.004.
- [136] KOUMANTAKIS G.A., MALKOTSIS A., PAPPAS S., MANETTA M., ANASTOPOULOS T.,



- KAKOURIS A., ET AL., *Lumbopelvic sagittal standing posture associations with anthropometry, physical activity levels and trunk muscle endurance in healthy adults*, Hong Kong Physiother. J., 2021, 41, 127–137, DOI: 10.1142/S1013702521500128.
- [137] KRALL E.A., DAWSON-HUGHES B., *Walking is related to bone density and rates of bone loss*, Am. J. Med., 1994, 96, 20–26, DOI: 10.1016/0002-9343(94)90111-2.
- [138] KRAUS V.B., SPROW K., POWELL K.E., BUCHNER D., BLOODGOOD B., PIERCY K., ET AL., *Effects of Physical Activity in Knee and Hip Osteoarthritis: A Systematic Umbrella Review*, Med. Sci. Sports Exerc., 2019, 51, 1324, DOI: 10.1249/MSS.0000000000001944.
- [139] KRUK J., *Physical Activity in the Prevention of the Most Frequent Chronic Diseases: an Analysis of the Recent Evidence*, Asian Pacific J. Cancer Prev., 2007, 8, 325–338
- [140] KUBO K., ISHIDA Y., SUZUKI S., KOMURO T., SHIRASAWA H., ISHIGURO N., ET AL., *Effects of 6 months of walking training on lower limb muscle and tendon in elderly*, Scand. J. Med. Sci. Sports, 2008, 18, 31–39, DOI: 10.1111/J.1600-0838.2007.00654.X.
- [141] KUMAR B., *Poor posture and its causes*, Int. J. Phys. Educ. Sport. Heal., 2016, 3, 177–178
- [142] LAN Y.S., FENG Y.J., *The volume of brisk walking is the key determinant of BMD improvement in premenopausal women*, PLoS One, 2022, 17, e0265250, DOI: 10.1371/JOURNAL.PONE.0265250.
- [143] LARSSON B., SVÄRDSUDD K., WELIN L., WILHELMSEN L., BJÖRNTORP P., TIBBLIN G., *Abdominal adipose tissue distribution, obesity, and risk of cardiovascular disease and death: 13 year follow up of participants in the study of men born in 1913.*, Br. Med. J. (Clin. Res. Ed)., 1984, 288, 1401, DOI: 10.1136/BMJ.288.6428.1401.
- [144] LAW M.R., HACKSHAW A.K., *A meta-analysis of cigarette smoking, bone mineral density and risk of hip fracture: recognition of a major effect*, BMJ Br. Med. J., 1997, 315, 841, DOI: 10.1136/BMJ.315.7112.841.
- [145] LAZZER S., BOIRIE Y., BITAR A., MONTAURIER C., VERNET J., MEYER M., ET AL., *Assessment of energy expenditure associated with physical activities in free-living obese and nonobese adolescents*, Am. J. Clin. Nutr., 2003, 78, 471–479, DOI: 10.1093/AJCN/78.3.471.
- [146] LAZZERI G., ROSSI S., KELLY C., VERECKEN C., AHLUWALIA N., GIACCHI M. V., *Trends in thinness prevalence among adolescents in ten European countries and the USA (1998-2006): a cross-sectional survey*, Public Health Nutr., 2014, 17, 2207–2215, DOI: 10.1017/S1368980013002541.

- [147] LEE S.-Y., SON D.-H., LEE Y.-J., *Relationship between Sedentary Time and Handgrip Strength in Healthy Korean Women: Korea National Health and Nutrition Examination Survey 2014–2016*, Korean J. Fam. Med., 2020, 41, 422–426, DOI: 10.4082/kjfm.19.0062.
- [148] LEONI L.A.B., FUKUSHIMA A.R., ROCHA L.Y., MAIFRINO L.B.M.M., RODRIGUES B., *Physical activity on endothelial and erectile dysfunction: a literature review*, Aging Male, 2014, 17, 125–130, DOI: 10.3109/13685538.2014.923836.
- [149] LEVINE J.A., *Sick of sitting*, Diabetologia, 2015, 58, 1751, DOI: 10.1007/S00125-015-3624-6.
- [150] LINEK P., NOORMOHAMMADPOUR P., MANSOURNIA M.A., WOLNY T., SIKORA D., *Morphological changes of the lateral abdominal muscles in adolescent soccer players with low back pain: A prospective cohort study*, J. Sport Heal. Sci., 2020, 9, 614–619, DOI: 10.1016/J.JSHS.2018.02.002.
- [151] LINEK P., SAULICZ E., WOLNY T., MYŚLIWIEC A., *Assessment of the abdominal muscles at rest and during abdominal drawing-in manoeuvre in adolescent physically active girls: A case–control study*, J. Sport Heal. Sci., 2017, 6, 118–124, DOI: 10.1016/J.JSHS.2015.10.002.
- [152] LINEK P., WOLNY T., SIKORA D., KLEPEK A., *Supersonic Shear Imaging for Quantification of Lateral Abdominal Muscle Shear Modulus in Pediatric Population with Scoliosis: A Reliability and Agreement Study*, Ultrasound Med. Biol., 2019, 45, 1551–1561, DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2019.03.001.
- [153] LÓPEZ-MIÑARRO P., MUYOR J., ALACID F., *Sagittal Spinal and Pelvic Postures of Highly-Trained Young Canoeists*, J. Hum. Kinet., 2011, 29, 41–48, DOI: 10.2478/v10078-011-0038-5.
- [154] LOYEN A., VAN DER PLOEG H.P., BAUMAN A., BRUG J., LAKERVELD J., *European sitting championship: Prevalence and correlates of self-reported sitting time in the 28 European Union Member States*, PLoS One, 2016, 11, e0149320, DOI: 10.1371/journal.pone.0149320.
- [155] LYNCH B.M., *Sedentary behavior and cancer: a systematic review of the literature and proposed biological mechanisms*, Cancer Epidemiol. Biomarkers Prev., 2010, 19, 2691–2709, DOI: 10.1158/1055-9965.EPI-10-0815.
- [156] MA D., WU L., HE Z., *Effects of walking on the preservation of bone mineral density in perimenopausal and postmenopausal women: a systematic review and meta-analysis*, Menopause, 2013, 20, 1216–1226, DOI: 10.1097/GME.0000000000000100.

- [157] MAFFIULETTI N.A., RATEL S., SARTORIO A., MARTIN V., *The Impact of Obesity on In Vivo Human Skeletal Muscle Function*, *Curr. Obes. Rep.*, 2013, 2, 251–260, DOI: 10.1007/s13679-013-0066-7.
- [158] MAHDAVI S.B., RIAHI R., VAHDATPOUR B., KELISHADI R., *Association between sedentary behavior and low back pain; A systematic review and meta-analysis*, *Heal. Promot. Perspect.*, 2021, 11, 393, DOI: 10.34172/HPP.2021.50.
- [159] MAITRE J., PAILLARD T.P., *Influence of the Plantar Cutaneous Information in Postural Regulation Depending on the Age and the Physical Activity Status*, *Front. Hum. Neurosci.*, 2016, 10, DOI: 10.3389/fnhum.2016.00409.
- [160] MALUS J., SKYPALA J., SILVERNAIL J.F., UCHYTIŁ J., HAMILL J., BAROT T., ET AL., *Marker Placement Reliability and Objectivity for Biomechanical Cohort Study: Healthy Aging in Industrial Environment (HAIE—Program 4)*, *Sensors* 2021, Vol. 21, Page 1830, 2021, 21, 1830, DOI: 10.3390/S21051830.
- [161] MARIJANČIĆ V., GRUBIĆ KEZELE T., PEHAREC S., DRAGAŠ-ZUBALJ N., PAVIČIĆ ŽEŽELJ S., STARČEVIĆ-KLASAN G., *Relationship between Physical Activity and Sedentary Behavior, Spinal Curvatures, Endurance and Balance of the Trunk Muscles-Extended Physical Health Analysis in Young Adults*, *Int. J. Environ. Res. Public Health*, 2023, 20, 6938, DOI: 10.3390/ijerph20206938.
- [162] MARTI A., MORENO-ALIAGA M.J., HEBEBRAND J., MARTÍNEZ J.A., *Genes, lifestyles and obesity*, *Int. J. Obes.* 2004 283, 2004, 28, S29–S36, DOI: 10.1038/sj.ijo.0802808.
- [163] MARTÍNEZ-GONZÁLEZ M.Á., MARTÍNEZ J.A., HU F.B., GIBNEY M.J., KEARNEY J., *Physical inactivity, sedentary lifestyle and obesity in the European Union*, *Int. J. Obes. Relat. Metab. Disord.*, 1999, 23, 1192–1201, DOI: 10.1038/SJ.IJO.0801049.
- [164] MARTYN-ST JAMES M., CARROLL S., *Meta-analysis of walking for preservation of bone mineral density in postmenopausal women*, *Bone*, 2008, 43, 521–531, DOI: 10.1016/J.BONE.2008.05.012.
- [165] MASSY-WESTROPP N.M., GILL T.K., TAYLOR A.W., BOHANNON R.W., HILL C.L., *Hand Grip Strength: Age and gender stratified normative data in a population-based study*, *BMC Res. Notes*, 2011, 4, 1–5, DOI: 10.1186/1756-0500-4-127/FIGURES/2.
- [166] MAZAHERI-TEHRANI S., AREFIAN M., ABHARI A.P., RIAHI R., VAHDATPOUR B., BARADARAN MAHDAVI S., ET AL., *Sedentary behavior and neck pain in adults: A systematic review and meta-analysis*, *Prev. Med. (Baltim.)*, 2023, 175, 107711, DOI: 10.1016/J.YPMED.2023.107711.
- [167] MCGREGOR A.H., HUKINS D.W.L., *Lower limb involvement in spinal function and low*

- back pain*, J. Back Musculoskelet. Rehabil., 2009, 22, 219–222, DOI: 10.3233/BMR-2009-0239.
- [168] McMICHAN L., DICK M., SKELTON D.A., CHASTIN S.F.M., OWEN N., DUNSTAN D.W., ET AL., *Sedentary behaviour and bone health in older adults: a systematic review*, Osteoporos. Int., 2021, 32, 1487–1497, DOI: 10.1007/S00198-021-05918-2.
- [169] MELANSON E.L., GOZANSKY W.S., BARRY D.W., MACLEAN P.S., GRUNWALD G.K., HILL J.O., *When energy balance is maintained, exercise does not induce negative fat balance in lean sedentary, obese sedentary, or lean endurance-trained individuals.*, J. Appl. Physiol., 2009, 107, 1847–56, DOI: 10.1152/jappphysiol.00958.2009.
- [170] MELIN A.L., WILSKE J., RINGERTZ H., SÄÄF M., *Vitamin D status, parathyroid function and femoral bone density in an elderly Swedish population living at home*, Aging Clin. Exp. Res., 1999, 11, 200–207, DOI: 10.1007/BF03399663.
- [171] MICHNIK R., NOWAKOWSKA K., JURKOJĆ J., JOCHYMZYK-WOŹNIAK K., KOPYTA I., MANDERA M., *Wykorzystanie metod modelowania obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego u pacjenta z mózgowym porażeniem dziecięcym*, Model. Inżynierskie, 2015, T. 24, nr 55
- [172] MICHNIK R., *Badania modelowe i doświadczalne chodu człowieka w aspekcie jego rehabilitacji.*, Wydawnictwo Instytutu Technologii Eksploatacji - PIB, 2013, [rozprawa doktorska].
- [173] MICHNIK R., *Model matematyczny ruchu kończyny dolnej człowieka*, Politechnika Śląska, 2002
- [174] MICHNIK R., NOWAKOWSKA-LIPIEC K., JOCHYMZYK-WOŹNIAK K., DANECKA A., MIKA K., ZADOŃ H., *Is the Coronavirus Pandemic Going to ‘Kill’ the Physical Activity of Young People?*, In: Lecture Notes in Networks and Systems, Springer Science and Business Media Deutschland GmbH, 2023, 103–112, DOI: 10.1007/978-3-030-99112-8\_11.
- [175] MICHNIK R., ZADOŃ H., NOWAKOWSKA-LIPIEC K., FORCZEK-KARKOSZ W., *How Does the Lumbopelvic Complex Cope with the Obstetrical Load during Standing? Ergonomic Aspects of Body Posture in Pregnant Women*, Appl. Sci. 2022, Vol. 12, Page 4330, 2022, 12, 4330, DOI: 10.3390/APP12094330.
- [176] MICHNIK R., ZADOŃ H., NOWAKOWSKA-LIPIEC K., JOCHMYCZYK-WOŹNIAK K., MYŚLIWIEC A., MITAS A.W., *The effect of the pelvis position in the sagittal plane on loads in the human musculoskeletal system*, Acta Bioeng. Biomech., 2020, 22, 33–42, DOI: 10.37190/ABB-01606-2020-02.

- [177] MONTERO-ODASSO M., MUIR S.W., HALL M., DOHERTY T.J., KLOSECK M., BEAUCHET O., ET AL., *Gait variability is associated with frailty in community-dwelling older adults*, J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci., 2011, 66, 568–576, DOI: 10.1093/GERONA/GLR007.
- [178] MORIYAMA H., [*Effects of exercise on joints.*], Clin. Calcium, 2017, 27, 87–94
- [179] MORTENSEN L.H., SIEGLER I.C., BAREFOOT J.C., GRØNBÆK M., SØRENSEN T.I.A., *Prospective Associations between Sedentary Lifestyle and BMI in Midlife*, Obesity, 2006, 14, 1462–1471, DOI: 10.1038/OBY.2006.166.
- [180] MUSTO A., JACOBS K., NASH M., DELROSSI G., PERRY A., *The Effects of an Incremental Approach to 10,000 Steps/Day on Metabolic Syndrome Components in Sedentary Overweight Women*, J. Phys. Act. Heal., 2010, 7, 737–745, DOI: 10.1123/jpah.7.6.737.
- [181] MUYOR J.M., LÓPEZ-MIÑARRO P.A., ALACID F., *A comparison of the thoracic spine in the sagittal plane between elite cyclists and non-athlete subjects*, J. Back Musculoskelet. Rehabil., 2011, 24, 129–135, DOI: 10.3233/BMR-2011-0286.
- [182] NACHEMSON A., ELFSTRÖM G., *Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises.*, Scand. J. Rehabil. Med. Suppl., 1970, 1, 1–40
- [183] NCD RISK FACTOR COLLABORATION, *National Adult Body-Mass Index. Evolution of BMI over time*, 2022
- [184] NCD RISK FACTOR COLLABORATION, *Height. Evolution of adult height over time.*, 2020
- [185] NOURBAKHS M.R., ARAB A.M., *Relationship Between Mechanical Factors and Incidence of Low Back Pain*, J. Orthop. Sport. Phys. Ther., 2002, 32, 447–460, DOI: 10.2519/jospt.2002.32.9.447.
- [186] NOWAKOWSKA-LIPIEC K., MICHNIK R., LINEK P., MYŚLIWIEC A., JOCHYMCZYK-WOŹNIAK K., GZIK M., *A numerical study to determine the effect of strengthening and weakening of the transversus abdominis muscle on lumbar spine loads*, Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin., 2020, 23, 1287–1296, DOI: 10.1080/10255842.2020.1795840.
- [187] NOWAKOWSKA K., GZIK M., MICHNIK R., MYŚLIWIEC A., JURKOJC J., SUCHOŃ S., ET AL., *The loads acting on lumbar spine during sitting down and standing up*, Adv. Intell. Syst. Comput., 2017, 526, 169–176, DOI: 10.1007/978-3-319-47154-9\_20.
- [188] NOWAKOWSKA K., MICHNIK R., MYŚLIWIEC A., ZADOŃ H., *Identification of loads occurring in the lumbar spine section during the action of lifting objects*, In: Engineering Mechanics 2018. 24th International Conference, May 14-17, 2018, Svratka, Czech

- Republic, 2018, 617–620, DOI: 10.21495/91-8-617.
- [189] O’FLAHERTY E.J., *Modeling normal aging bone loss, with consideration of bone loss in osteoporosis*, Toxicol. Sci., 2000, 55, 171–188, DOI: 10.1093/TOXSCI/55.1.171.
- [190] O’SULLIVAN K., O’SULLIVAN P., O’SULLIVAN L., DANKAERTS W., *What do physiotherapists consider to be the best sitting spinal posture?*, Man. Ther., 2012, 17, 432–437, DOI: 10.1016/J.MATH.2012.04.007.
- [191] O’SULLIVAN P.B., GRAHAMSLAW K.M., KENDELL M., LAPENSKIE S.C., MÖLLER N.E., RICHARDS K. V., *The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population*, Spine (Phila. Pa. 1976)., 2002, 27, 1238–1244, DOI: 10.1097/00007632-200206010-00019.
- [192] OHLENDORF D., GEREZ A., PORSCH L., HOLZGREVE F., MALTRY L., ACKERMANN H., ET AL., *Standard reference values of the upper body posture in healthy male adults aged between 41 and 50 years in Germany*, Sci. Rep., 2020, 10, 3823, DOI: 10.1038/s41598-020-60813-w.
- [193] OHLENDORF D., KAYA U., GOECKE J., OREMEK G., ACKERMANN H., GRONEBERG D.A., *Standard reference values of the upper body posture in healthy male adults aged between 31 and 40 years in Germany-an observational study*, J. Physiol. Anthropol., 2021, 40, 17, DOI: 10.1186/s40101-021-00266-w.
- [194] OHLENDORF D., KRÜGER D., CHRISTIAN W., ACKERMANN H., KEIL F., OREMEK G., ET AL., *Standard reference values of the upper body posture in healthy male adults aged between 51 and 60 years in Germany*, Sci. Rep., 2022, 12, 6961, DOI: 10.1038/s41598-022-10917-2.
- [195] ONOFREI R.R., AMARICAI E., *Postural Balance in Relation with Vision and Physical Activity in Healthy Young Adults*, Int. J. Environ. Res. Public Health, 2022, 19, 5021, DOI: 10.3390/ijerph19095021.
- [196] OROFINO F., SGRO F., R.COPPOLA, CRESCIMANNO C., LIPOMA M., *Examining the Influence of Different Physical Activity Training on the Postural Stability of University Students*, Int. J. Hum. Mov. Sport. Sci., 2015, 3, 40–45, DOI: 10.13189/SAJ.2015.030303.
- [197] OTA M., KANEOKA K., *Differences in Abdominal Muscle Thicknesses between Chronic Low Back Pain Patients and Healthy Subjects*, J. Phys. Ther. Sci., 2011, 23, 855–858, DOI: 10.1589/JPTS.23.855.
- [198] OWEN N., HEALY G.N., MATTHEWS C.E., DUNSTAN D.W., *Too much sitting: the population health science of sedentary behavior.*, Exerc. Sport Sci. Rev., 2010, 38, 105–

- 13, DOI: 10.1097/JES.0b013e3181e373a2.
- [199] OWINGS T.M., GRABINER M.D., *Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion*, J. Biomech., 2004, 37, 935–938, DOI: 10.1016/J.JBIOMECH.2003.11.012.
- [200] PAILLARD T., *Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience*, Neurosci. Biobehav. Rev., 2017, 72, 129–152, DOI: 10.1016/j.neubiorev.2016.11.015.
- [201] PARK H., PARK S., SHEPHARD R.J., AOYAGI Y., *Yearlong physical activity and sarcopenia in older adults: the Nakanojo Study*, Eur. J. Appl. Physiol., 2010, 109, 953–961, DOI: 10.1007/S00421-010-1424-8.
- [202] PASZKO-PATAJ G., TERLIKOWSKI R., KUŁAK W., SIENKIEWICZ D., OKURDOWSKA-ZAWADA B., *Czynniki wpływające na proces kształtowania równowagi dziecka oraz możliwości jej obiektywnej oceny*, Neurol. Dziecięca, 2011, 20, 121–127
- [203] PATE R.R., O’NEILL J.R., LOBELO F., *The Evolving Definition of “Sedentary,”* Exerc. Sport Sci. Rev., 2008, 36, 173–178, DOI: 10.1097/JES.0b013e3181877d1a.
- [204] PATEL A. V, RODRIGUEZ C., JACOBS E.J., SOLOMON L., THUN M.J., CALLE E.E., *Recreational Physical Activity and Risk of Prostate Cancer in a Large Cohort of U.S. Men*, 2005
- [205] PATEL M.S., ASCH D.A., VOLPP K.G., *Wearable Devices as Facilitators, Not Drivers, of Health Behavior Change*, JAMA, 2015, 313, 459–460, DOI: 10.1001/JAMA.2014.14781.
- [206] PENEDO F.J., DAHN J.R., *Exercise and well-being: a review of mental and physical health benefits associated with physical activity*, Curr. Opin. Psychiatry, 2005, 18, 189–193, DOI: 10.1097/00001504-200503000-00013.
- [207] PETERSEN L., SCHNOHR P., SØRENSEN T.I.A., *Longitudinal study of the long-term relation between physical activity and obesity in adults*, Int. J. Obes. 2004 281, 2003, 28, 105–112, DOI: 10.1038/sj.ijo.0802548.
- [208] PETRÓ B., PAPACHATZOPOULOU A., KISS R.M., *Devices and tasks involved in the objective assessment of standing dynamic balancing – A systematic literature review*, PLoS One, 2017, 12, DOI: 10.1371/JOURNAL.PONE.0185188.
- [209] PETROMAN R., RATA A.L., *Balance performance in sedentary and active healthy young individuals – a cross-sectional study*, Phys. Educ. Students, 2020, 24, 115–119, DOI: 10.15561/20755279.2020.0207.
- [210] PINHEIRO M.B., OLIVEIRA J., BAUMAN A., FAIRHALL N., KWOK W., SHERRINGTON C.,

- Evidence on physical activity and osteoporosis prevention for people aged 65+ years: a systematic review to inform the WHO guidelines on physical activity and sedentary behaviour*, Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act., 2020, 17, 150, DOI: 10.1186/S12966-020-01040-4.
- [211] PIRÔPO U.S., COSTA S.M., RIBEIRO Í.J., FREIRE I.V., SCHETTINO L., DA SILVA PASSOS R., ET AL., *Influence of Physically Active or Sedentary Lifestyle on Postural Control of Community-dwelling Old Adults*, Exerc. Med., 2021, 5, 4, DOI: 10.26644/em.2021.004.
- [212] PIZONES J., GARCÍA-REY E., *Pelvic motion the key to understanding spine–hip interaction*, EFORT Open Rev., 2020, 5, 522–533, DOI: 10.1302/2058-5241.5.200032.
- [213] POLLOCK A.S., DURWARD B.R., ROWE P.J., PAUL J.P., *What is balance?*, Clin. Rehabil., 2000, 14, 402–406, DOI: 10.1191/0269215500cr342oa.
- [214] PONS-VILLANUEVA J., SEGUÍ-GÓMEZ M., MARTÍNEZ-GONZÁLEZ M.A., *Risk of injury according to participation in specific physical activities: a 6-year follow-up of 14 356 participants of the SUN cohort*, Int. J. Epidemiol., 2010, 39, 580–587, DOI: 10.1093/IJE/DYP319.
- [215] PRATT M., SARMIENTO O.L., MONTES F., OGILVIE D., MARCUS B.H., PEREZ L.G., ET AL., *The implications of megatrends in information and communication technology and transportation for changes in global physical activity*, Lancet, 2012, 380, 282–293, DOI: 10.1016/S0140-6736(12)60736-3/ATTACHMENT/55BDECD3-7E8D-4C13-9FAE-B893835D2896/MMC1.PDF.
- [216] PRENTICE C.L.S., MILANESE S., MASSY-WESTROPP N., MARANNA S., *The reliability of rehabilitative ultrasound to measure lateral abdominal muscle thickness: A systematic review and meta-analysis*, Musculoskelet. Sci. Pract., 2021, 53, DOI: 10.1016/J.MSKSP.2021.102357.
- [217] PRILUTSKY B.I., ZATSIORSKY V.M., *Optimization-based models of muscle coordination*, Exerc. Sport Sci. Rev., 2002, 30, 32–38, DOI: 10.1097/00003677-200201000-00007.
- [218] PROPER K.I., SINGH A.S., VAN MECHELEN W., CHINAPAW M.J.M., *Sedentary behaviors and health outcomes among adults: a systematic review of prospective studies*, Am. J. Prev. Med., 2011, 40, 174–182, DOI: 10.1016/J.AMEPRE.2010.10.015.
- [219] RAHMANI N., MOHSENI-BANDPEI M., SALAVATI M., VAMEGHI R., ABDOLLAHI I., *Comparing the Reliability of Abdominal Muscles Thickness Using Ultrasonography in Adolescents with Low Back Pain and Healthy Adolescents*, J. Babol Univ. Med. Sci., 2017, 19, 12–19, DOI: 10.22088/JBUMS.19.8.12.
- [220] RAHMANI N., MOHSENI-BANDPEI M.A., SALAVATI M., VAMEGHI R., ABDOLLAHI I.,



- Comparative Study of Abdominal Muscle Thickness on Ultrasonography in Healthy Adolescents and Patients With Low Back Pain*, J. Ultrasound Med., 2018, 37, 905–912, DOI: 10.1002/JUM.14427.
- [221] RANTANEN T., MASAKI K., FOLEY D., IZMIRLIAN G., WHITE L., GURALNIK J.M., *Grip strength changes over 27 yr in Japanese-American men*, J. Appl. Physiol., 1998, 85, 2047–2053, DOI: 10.1152/JAPPL.1998.85.6.2047.
- [222] RASMUSSEN J., ZEE M.D., DAMSGAARD M., CHRISTENSEN S.T., MAREK C., SIEBERTZ K., *A General Method for Scaling Musculo-Skeletal Models*, 2005
- [223] RASMUSSEN J., ZEE M.D., CARBES S., *Validation of a biomechanical model of the lumbar spine*, 2009
- [224] RAUCH F., BAILEY D.A., BAXTER-JONES A., MIRWALD R., FAULKNER R., *The ‘muscle-bone unit’ during the pubertal growth spurt*, Bone, 2004, 34, 771–775, DOI: 10.1016/J.BONE.2004.01.022.
- [225] REEVE A., DILLEY A., *Effects of posture on the thickness of transversus abdominis in pain-free subjects*, Man. Ther., 2009, 14, 679–684, DOI: 10.1016/j.math.2009.02.008.
- [226] REIMAN M.P., ROGERS M.E., MANSKE R.C., *Interlimb differences in lower extremity bone mineral density following anterior cruciate ligament reconstruction*, J. Orthop. Sports Phys. Ther., 2006, 36, 837–844, DOI: 10.2519/JOSPT.2006.2278.
- [227] RHODES R.E., MARK R.S., TEMMEL C.P., *Adult sedentary behavior: a systematic review*, Am. J. Prev. Med., 2012, 42, DOI: 10.1016/J.AMEPRE.2011.10.020.
- [228] RICCIARDI R., *Sedentarism: A Concept Analysis*, Nurs. Forum, 2006, 40, 79–87, DOI: 10.1111/j.1744-6198.2005.00021.x.
- [229] RICHARDSON C.R., NEWTON T.L., ABRAHAM J.J., SEN A., JIMBO M., SWARTZ A.M., *A Meta-Analysis of Pedometer-Based Walking Interventions and Weight Loss*, Ann. Fam. Med., 2008, 6, 69–77, DOI: 10.1370/AFM.761.
- [230] RIZZOLI R., BIANCHI M.L., GARABÉDIAN M., MCKAY H.A., MORENO L.A., *Maximizing bone mineral mass gain during growth for the prevention of fractures in the adolescents and the elderly*, Bone, 2010, 46, 294–305, DOI: 10.1016/J.BONE.2009.10.005.
- [231] ROBLING A.G., CASTILLO A.B., TURNER C.H., *Biomechanical and molecular regulation of bone remodeling*, Annu. Rev. Biomed. Eng., 2006, 8, 455–498, DOI: 10.1146/ANNUREV.BIOENG.8.061505.095721.
- [232] RODRIGUEZ-MARTINEZ A., ZHOU B., SOPHIEA M.K., BENTHAM J., PACIOREK C.J., IURILLI M.L., ET AL., *Height and body-mass index trajectories of school-aged children and adolescents from 1985 to 2019 in 200 countries and territories: a pooled analysis of*

- 2181 population-based studies with 65 million participants, *Lancet*, 2020, 396, 1511–1524, DOI: 10.1016/S0140-6736(20)31859-6.
- [233] ROHLMANN A., POHL D., BENDER A., GRAICHEN F., DYMKE J., SCHMIDT H., ET AL., *Activities of everyday life with high spinal loads.*, *PLoS One*, 2014, 9, e98510, DOI: 10.1371/journal.pone.0098510.
- [234] ROHLMANN A., ZANDER T., GRAICHEN F., DREISCHARF M., BERGMANN G., *Measured loads on a vertebral body replacement during sitting*, *Spine J.*, 2011, 11, 870–875, DOI: 10.1016/j.spinee.2011.06.017.
- [235] ROMIEU I., DOSSUS L., BARQUERA S., BLOTTIÈRE H.M., FRANKS P.W., GUNTER M., ET AL., *Energy balance and obesity: what are the main drivers?*, *Cancer Causes Control*, 2017, 28, 247, DOI: 10.1007/S10552-017-0869-Z.
- [236] ROUSSOULY P., PINHEIRO-FRANCO J.L., *Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology*, *Eur. Spine J.*, 2011, 20, 609–618, DOI: 10.1007/s00586-011-1928-x.
- [237] SALSALI M., SHEIKHHOSEINI R., SAYYADI P., HIDES J.A., DADFAR M., PIRI H., *Association between physical activity and body posture: a systematic review and meta-analysis*, *BMC Public Health*, 2023, 23, 1670, DOI: 10.1186/s12889-023-16617-4.
- [238] SARTO F., PIZZICHEMI M., CHIOSSI F., BISIACCHI P.S., FRANCHI M. V, NARICI M. V, ET AL., *Physical active lifestyle promotes static and dynamic balance performance in young and older adults*, *Front. Physiol.*, 2022, 13, DOI: 10.3389/fphys.2022.986881.
- [239] SARVARI S., RAHIMZADEH M., SAEI S.M., SALEHIAN M. HAMID, *Do the Adolescents' Physical Activity and Screen Time during the COVID-19 Quarantine correlate to their Upper Extremity Abnormalities and Anxiety?*, *Int J Pediatr*, 2022, 10, 15567–15576, DOI: <https://doi.org/10.22038/IJP.2022.62477.4779>.
- [240] SATO K., KIKUCHI S., YONEZAWA T., *In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems*, *Spine (Phila. Pa. 1976).*, 1999, 24, 2468–2474, DOI: 10.1097/00007632-199912010-00008.
- [241] SCHNOHR P., GRØNBÆK M., PETERSEN L., IA SØRENSEN T., OLE HEIN H., *Physical activity in leisure-time and risk of cancer: 14-year follow-up of 28,000 Danish men and women*, *Scand. J. Public Health*, 2005, 33, 244–249, DOI: 10.1080/14034940510005752.
- [242] SCHREMPFT S., JACKOWSKA M., HAMER M., STEPTOE A., *Associations between social isolation, loneliness, and objective physical activity in older men and women*, *BMC Public Health*, 2019, 19, DOI: 10.1186/S12889-019-6424-Y.

- [243] SEDENTARY BEHAVIOUR RESEARCH NETWORK, *Letter to the Editor: Standardized use of the terms “sedentary” and “sedentary behaviours,”* Appl. Physiol. Nutr. Metab., 2012, 37, 540–542, DOI: 10.1139/h2012-024.
- [244] SHIELDS M., TREMBLAY M.S., *Sedentary behaviour and obesity.*, Heal. Reports, 2008, 19, 19–30
- [245] SHIMADA H., LORD S.R., YOSHIDA H., KIM H., SUZUKI T., *Predictors of cessation of regular leisure-time physical activity in community-dwelling elderly people*, Gerontology, 2007, 53, 293–297, DOI: 10.1159/000103214.
- [246] SHIRI R., KARPPINEN J., LEINO-ARJAS P., SOLOVIEVA S., VIKARI-JUNTURA E., *The association between obesity and low back pain: A meta-analysis*, Am. J. Epidemiol., 2010, 171, 135–154, DOI: 10.1093/aje/kwp356.
- [247] SILVEIRA E.A., MENDONÇA C.R., DELPINO F.M., ELIAS SOUZA G.V., PEREIRA DE SOUZA ROSA L., DE OLIVEIRA C., ET AL., *Sedentary behavior, physical inactivity, abdominal obesity and obesity in adults and older adults: A systematic review and meta-analysis*, Clin. Nutr. ESPEN, 2022, 50, 63–73, DOI: 10.1016/J.CLNESP.2022.06.001.
- [248] SMITH L., HAMER M., UCCI M., MARMOT A., GARDNER B., SAWYER A., ET AL., *Weekday and weekend patterns of objectively measured sitting, standing, and stepping in a sample of office-based workers: the active buildings study*, BMC Public Health, 2015, 15, DOI: 10.1186/S12889-014-1338-1.
- [249] SMITH S.M., ABRAMS S.A., DAVIS-STREET J.E., HEER M., O’BRIEN K.O., WASTNEY M.E., ET AL., *Fifty years of human space travel: Implications for bone and calcium research*, Annu. Rev. Nutr., 2014, 34, 377–400, DOI: 10.1146/ANNUREV-NUTR-071813-105440/CITE/REFWORKS.
- [250] SOBczyk J., PUSZ-SAPA A., *Diagnostyka w technice DXA – wybrane zagadnienia*, Inżynier i Fiz. Med., 2021, Vol. 10
- [251] SPRINGER B.A., MIELCAREK B.J., NESFIELD T.K., TEYHEN D.S., *Relationships Among Lateral Abdominal Muscles, Gender, Body Mass Index, and Hand Dominance*, <https://doi.org/10.2519/Jospt.2006.2217>, 2006, 36, 289–297, DOI: 10.2519/JOSPT.2006.2217.
- [252] STEFFL M., BOHANNON R.W., SONTAKOVA L., TUFANO J.J., SHIELLS K., HOLMEROVA I., *Relationship between sarcopenia and physical activity in older people: a systematic review and meta-analysis*, Clin. Interv. Aging, 2017, 12, 835, DOI: 10.2147/CIA.S132940.
- [253] STORM F.A., HELLER B.W., MAZZÀ C., *Step Detection and Activity Recognition*

- Accuracy of Seven Physical Activity Monitors*, PLoS One, 2015, 10, e0118723, DOI: 10.1371/JOURNAL.PONE.0118723.
- [254] SWARTZ A.M., STRATH S.J., BASSETT D.R., MOORE J.B., REDWINE B.A., GROËR M., ET AL., *Increasing daily walking improves glucose tolerance in overweight women*, Prev. Med. (Baltim)., 2003, 37, 356–362, DOI: 10.1016/S0091-7435(03)00144-0.
- [255] SZAFLIK P., ZADOŃ H., MICHNIK R., NOWAKOWSKA-LIPIEC K., *Handgrip Strength as an Indicator of Overall Strength and Functional Performance—Systematic Review*, Appl. Sci. 2025, Vol. 15, Page 1847, 2025, 15, 1847, DOI: 10.3390/APP15041847.
- [256] TALLIS J., JAMES R.S., SEEBACHER F., *The effects of obesity on skeletal muscle contractile function*, J. Exp. Biol., 2018, 221, DOI: 10.1242/JEB.163840.
- [257] THOMAS E., BATTAGLIA G., PATTI A., BRUSA J., LEONARDI V., PALMA A., ET AL., *Physical activity programs for balance and fall prevention in elderly: A systematic review*, Medicine (Baltimore)., 2019, 98, 1–9, DOI: 10.1097/MD.0000000000016218.
- [258] THORP A.A., OWEN N., NEUHAUS M., DUNSTAN D.W., *Sedentary Behaviors and Subsequent Health Outcomes in Adults: A Systematic Review of Longitudinal Studies, 1996–2011*, Am. J. Prev. Med., 2011, 41, 207–215, DOI: 10.1016/J.AMEPRE.2011.05.004.
- [259] TO Q.G., STANTON R., SCHOEPPE S., DOERING T., VANDELANOTTE C., *Differences in physical activity between weekdays and weekend days among U.S. children and adults: Cross-sectional analysis of NHANES 2011–2014 data*, Prev. Med. Reports, 2022, 28, 2211–3355, DOI: 10.1016/J.PMEDR.2022.101892.
- [260] TREMBLAY M.S., AUBERT S., BARNES J.D., SAUNDERS T.J., CARSON V., LATIMER-CHEUNG A.E., ET AL., *Sedentary Behavior Research Network (SBRN) – Terminology Consensus Project process and outcome*, Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act., 2017, 14, 75, DOI: 10.1186/s12966-017-0525-8.
- [261] TREMBLAY M.S., COLLEY R.C., SAUNDERS T.J., HEALY G.N., OWEN N., *Physiological and health implications of a sedentary lifestyle*, Appl. Physiol. Nutr. Metab., 2010, 35, 725–740, DOI: 10.1139/H10-079.
- [262] TRYON W.W., *Activity Measurement in Psychology and Medicine*, Act. Meas. Psychol. Med., 1991, DOI: 10.1007/978-1-4757-9003-0.
- [263] TRZCIŃSKA S., CIEPLIŃSKA J., KOPICZKO A., KUSZEWSKI M., SANCHEZ M.G., *Relationships Between Spinal Curvature Parameters and Somatic Variables, Bone Mineral Density, Sedentary Habits and Physical Activity Levels in Young Adults: a Cross-Sectional Study*, Rehabil. Med., 2024, 27, DOI: 10.5604/01.3001.0054.4484.

- [264] TUDOR-LOCKE C., AINSWORTH B.E., WHITT M.C., THOMPSON R.W., ADDY C.L., JONES D.A., *The relationship between pedometer-determined ambulatory activity and body composition variables*, Int. J. Obes. Relat. Metab. Disord., 2001, 25, 1571–1578, DOI: 10.1038/SJ.IJO.0801783.
- [265] TUDOR-LOCKE C., BASSETT D.R., *How Many Steps/Day Are Enough? Preliminary Pedometer Indices for Public Health*, Sport. Med., 2004, 34, 1–8, DOI: 10.2165/00007256-200434010-00001/METRICS.
- [266] TUDOR-LOCKE C., CRAIG C.L., BROWN W.J., CLEMES S.A., DE COCKER K., GILES-CORTI B., ET AL., *How many steps/day are enough? for adults*, Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act., 2011, 8, 1–17, DOI: 10.1186/1479-5868-8-79/FIGURES/1.
- [267] TUDOR-LOCKE C., CRAIG C.L., THYFAULT J.P., SPENCE J.C., *A step-defined sedentary lifestyle index: <5000 steps/day*, Appl. Physiol. Nutr. Metab., 2013, 38, 100–114, DOI: 10.1139/apnm-2012-0235.
- [268] TUDOR-LOCKE C.E., MYERS A.M., *Challenges and opportunities for measuring physical activity in sedentary adults*, Sport. Med., 2001, 31, 91–100, DOI: 10.2165/00007256-200131020-00002/FIGURES/TAB1.
- [269] TUDOR-LOCKE C., HATANO Y., PANGRAZI R.P., KANG M., *Revisiting “how many steps are enough?”* Med. Sci. Sports Exerc., 2008, 40, DOI: 10.1249/MSS.0B013E31817C7133.
- [270] TUDOR-LOCKE C., JOHNSON W.D., KATZMARZYK P.T., *Accelerometer-determined steps per day inus adults*, Med. Sci. Sports Exerc., 2009, 41, 1384–1391, DOI: 10.1249/MSS.0B013E318199885C.
- [271] TUKKER A., VISSCHER T.L.S., PICAVET H.S.J., *Overweight and health problems of the lower extremities: Osteoarthritis, pain and disability*, Public Health Nutr., 2009, 12, 359–368, DOI: 10.1017/S1368980008002103.
- [272] VAISHYA R., MISRA A., VAISH A., URSINO N., D’AMBROSI R., *Hand grip strength as a proposed new vital sign of health: a narrative review of evidences*, J. Heal. Popul. Nutr. 2024 431, 2024, 43, 1–14, DOI: 10.1186/S41043-024-00500-Y.
- [273] VALENZUELA P.L., MAFFIULETTI N.A., TRINGALI G., DE COL A., SARTORIO A., *Obesity-associated poor muscle quality: prevalence and association with age, sex, and body mass index*, BMC Musculoskelet. Disord., 2020, 21, DOI: 10.1186/S12891-020-03228-Y.
- [274] VARO J.J., MARTÍNEZ-GONZÁLEZ M.A., DE IRALA-ESTÉVEZ J., KEARNEY J., GIBNEY M., MARTÍNEZ J.A., *Distribution and determinants of sedentary lifestyle in the European Union*, Int. J. Epidemiol., 2003, 32, 138–146, DOI: 10.1093/ije/dyg116.

- [275] VICENTE-RODRÍGUEZ G., ORTEGA F.B., REY-LÓPEZ J.P., ESPAÑA-ROMERO V., BLAY V.A., BLAY G., ET AL., *Extracurricular physical activity participation modifies the association between high TV watching and low bone mass*, *Bone*, 2009, 45, 925–930, DOI: 10.1016/J.BONE.2009.07.084.
- [276] VIESTER L., VERHAGEN E.A., HENGEL K.M.O., KOPPEL L.L., VAN DER BEEK A.J., BONGERS P.M., *The relation between body mass index and musculoskeletal symptoms in the working population*, *BMC Musculoskelet. Disord.*, 2013, 14, 238, DOI: 10.1186/1471-2474-14-238.
- [277] VILLANOVA N., PASQUI F., BURZACCHINI S., FORLANI G., MANINI R., SUPPINI A., ET AL., *A physical activity program to reinforce weight maintenance following a behavior program in overweight/obese subjects*, *Int. J. Obes.*, 2006, 30, 697–703, DOI: 10.1038/sj.ijo.0803185.
- [278] WANG Y.C., BOHANNON R.W., LI X., SINDHU B., KAPELUSCH J., *Hand-grip strength: Normative reference values and equations for individuals 18 to 85 years of age residing in the United States*, *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 2018, 48, 685–693, DOI: 10.2519/JOSPT.2018.7851/ASSET/IMAGES/LARGE/JOSPT-685-FIG005.JPEG.
- [279] WARBURTON D.E.R., *Health benefits of physical activity: the evidence*, *Can. Med. Assoc. J.*, 2006, 174, 801–809, DOI: 10.1503/cmaj.051351.
- [280] WARBURTON D.E.R., BREDIN S.S.D., *Reflections on Physical Activity and Health: What Should We Recommend?*, *Can. J. Cardiol.*, 2016, 32, 495–504, DOI: 10.1016/J.CJCA.2016.01.024/ASSET/259D80FD-9D41-4B92-A5E5-5CC11C2721DC/MAIN.ASSETS/GR7.JPG.
- [281] WARMING L., HASSAGER C., CHRISTIANSEN C., *Changes in bone mineral density with age in men and women: A longitudinal study*, *Osteoporos. Int.*, 2002, 13, 105–112, DOI: 10.1007/S001980200001/METRICS.
- [282] WAWRZYNIAK A., TOMASZEWSKI M., MEWS J., JUNG A., KALICKI B., *Postural defects in children and teenagers as one of the major issues in psychosomatic development*, *Pediatr. i Med. Rodz.*, 2017, 13, 72–78, DOI: 10.15557/PiMR.2017.0007.
- [283] WEDDERKOPP N., KJAER P., HESTBAEK L., KORSHOLM L., LEBOEUF-YDE C., *High-level physical activity in childhood seems to protect against low back pain in early adolescence*, *Spine J.*, 2009, 9, 134–141, DOI: 10.1016/J.SPINEE.2008.02.003.
- [284] WENNMANN H., PIETILÄ A., RISSANEN H., VALKEINEN H., PARTONEN T., MÄKI-OPAS T., ET AL., *Gender, age and socioeconomic variation in 24-hour physical activity by wrist-worn accelerometers: the FinHealth 2017 Survey*, *Sci. Reports* 2019 91, 2019, 9, 1–9,

- DOI: 10.1038/s41598-019-43007-x.
- [285] WILKE H., NEEF P., HINZ B., SEIDEL H., CLAES L., *Intradiscal pressure together with anthropometric data--a data set for the validation of models.*, Clin. Biomech. (Bristol, Avon), 2001, 16 Suppl 1, S111-26, DOI: 10.1016/s0268-0033(00)00103-0.
- [286] WILKE H., NEEF P., CAIMI M., HOOGLAND T., CLAES L.E., *New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life*, Spine (Phila. Pa. 1976)., 1999, 24, 755–762, DOI: 10.1097/00007632-199904150-00005.
- [287] WILKE H.J., WOLF S., CLAES L.E., WIESEND A., ARAND M., *Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study*, Spine (Phila. Pa. 1976)., 1995, 20, 192–198, DOI: 10.1097/00007632-199501150-00011.
- [288] WONG K.W.N., LUK K.D.K., LEONG J.C.Y., WONG S.F., WONG K.K.Y., *Continuous Dynamic Spinal Motion Analysis*, Spine (Phila. Pa. 1976)., 2006, 31, 414–419, DOI: 10.1097/01.brs.0000199955.87517.82.
- [289] WONG L.S., REILLY J.J., MCCRORIE P., HARRINGTON D.M., *Moderate-to-vigorous intensity physical activity during school hours in a representative sample of 10–11-year-olds in Scotland*, J. Sci. Med. Sport, 2022, DOI: 10.1016/J.JSAMS.2022.10.014.
- [290] WORLD HEALTH ORGANIZATION, *Global health risk: mortality and burden of disease attributable to selected major risks*, World Health Organization, Geneva, 2009
- [291] WORLD HEALTH ORGANIZATION, *WHO guidelines on physical activity and sedentary behaviour*, 2020
- [292] WORLD HEALTH ORGANIZATION, *Global status report on physical activity 2022: country profiles*, 2020
- [293] WU G., VAN DER HELM F.C.T., VEEGER H.E.J., MAKHSOUS M., VAN ROY P., ANGLIN C., ET AL., *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand*, J. Biomech., 2005, 38, 981–992, DOI: 10.1016/J.JBIOMECH.2004.05.042.
- [294] WU G., SIEGLER S., ALLARD P., KIRTLEY C., LEARDINI A., ROSENBAUM D., ET AL., *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - Part I: Ankle, hip, and spine*, J. Biomech., 2002, 35, 543–548, DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00222-6.
- [295] YASUNAGA A., TOGO F., WATANABE E., PARK H., PARK S., SHEPHARD R.J., ET AL., *Sex, age, season, and habitual physical activity of older Japanese: The Nakanojo study*, J. Aging Phys. Act., 2008, 16, 3–13, DOI: 10.1123/JAPA.16.1.3.
- [296] ZADOŃ H., *Modelowanie i identyfikacja obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego*

- w odcinku lędźwiowym kręgosłupa, Politechnika Śląska, 2017, [praca magisterska].
- [297] ZADOŃ H., MICHNIK R., NOWAKOWSKA-LIPIEC K., *Exploring the impact of body mass change on fatigue and activity of the muscular system during daily routine*, Technol. Heal. Care, 2023, 31, 2487–2498, DOI: 10.3233/THC-235014.
- [298] ZADOŃ H., MICHNIK R., NOWAKOWSKA-LIPIEC K., *Assessment of Musculoskeletal Loads among Office Workers Due to Predicted BMI Increase*, Appl. Sci., 2024, 14, 8928, DOI: 10.3390/APP14198928/S1.
- [299] ZADOŃ H., MICHNIK R., NOWAKOWSKA K., MYŚLIWIEC A., *Assessment of Loads Exerted on the Lumbar Segment of the Vertebral Column in Everyday-Life Activities – Application of Methods of Mathematical Modelling*, In: *Advances in Intelligent Systems and Computing*, Springer Verlag, 2019, 554–565, DOI: 10.1007/978-3-030-23762-2\_49.
- [300] ZADOŃ H., MILLER A., NOWAKOWSKA-LIPIEC K., JOCHYM CZYK-WOŹNIAK K., MICHNIK R., *Body Postures During Sitting in Different Positions*, Lect. Notes Networks Syst., 2023, 409, 129–136, DOI: 10.1007/978-3-030-99112-8\_14.
- [301] ZADOŃ H., NOWAKOWSKA-LIPIEC K., MICHNIK R., *A sitting or standing position – which one exerts more loads on the musculoskeletal system of the lumbar spine? Comparative tests based on the methods of mathematical modelling*, Acta Bioeng. Biomech., 2021, 23, 1–17, DOI: 10.37190/ABB-01762-2020-01.
- [302] ZANARDI A.P.J., DA SILVA E.S., COSTA R.R., PASSOS-MONTEIRO E., DOS SANTOS I.O., KRUEL L.F.M., ET AL., *Gait parameters of Parkinson’s disease compared with healthy controls: a systematic review and meta-analysis*, Sci. Reports 2021 111, 2021, 11, 1–13, DOI: 10.1038/s41598-020-80768-2.
- [303] ZAZULAK B.T., HEWETT T.E., REEVES N.P., GOLDBERG B., CHOLEWICKI J., *Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study*, Am. J. Sports Med., 2007, 35, 1123–1130, DOI: 10.1177/0363546507301585.
- [304] DE ZEE M., HANSEN L., WONG C., RASMUSSEN J., SIMONSEN E.B., *A generic detailed rigid-body lumbar spine model*, J. Biomech., 2007, 40, 1219–1227, DOI: 10.1016/J.JBIOMECH.2006.05.030.
- [305] ZERWEKH J.E., RUM L.A., GOTTSCHALK F., PAK C.Y.C., *The Effects of Twelve Weeks of Bed Rest on Bone Histology, Biochemical Markers of Bone Turnover, and Calcium Homeostasis in Eleven Normal Subjects*, J. Bone Miner. Res., 1998, 13, 1594–1601, DOI: 10.1359/JBMR.1998.13.10.1594.
- [306] ZHENG P., DUCHARME S.W., MOORE C.C., TUDOR-LOCKE C., AGUIAR E.J.,



- Classification of moderate-intensity overground walking speed in 21- to 85-year-old adults*, J. Sports Sci., 2022, 40, 1732–1740, DOI: 10.1080/02640414.2022.2103622.
- [307] ZHOU J., MI J., PENG Y., HAN H., LIU Z., *Causal Associations of Obesity With the Intervertebral Degeneration, Low Back Pain, and Sciatica: A Two-Sample Mendelian Randomization Study*, Front. Endocrinol. (Lausanne)., 2021, 12, DOI: 10.3389/fendo.2021.740200.
- [308] ZHU W., LI Y., WANG B., ZHAO C., WU T., LIU T., ET AL., *Objectively Measured Physical Activity Is Associated with Static Balance in Young Adults*, Int. J. Environ. Res. Public Health, 2021, 18, 10787, DOI: 10.3390/ijerph182010787.
- [309] [www.gov.pl/web/sport/aktywnosc-fizyczna-spoleczenstwa2](http://www.gov.pl/web/sport/aktywnosc-fizyczna-spoleczenstwa2) [dostęp online: 10.01.2025].
- [310] [www.merriam-webster.com/dictionary/step](http://www.merriam-webster.com/dictionary/step) [dostęp online: 05.01.2025].
- [311] [www.zebris.de/en/medical](http://www.zebris.de/en/medical) [dostęp online: 05.01.2024].
- [312] [www.anybodytech.com/resources/anybodypublications/](http://www.anybodytech.com/resources/anybodypublications/) [dostęp online: 05.02.2024].
- [313] <https://anyscript.org/ammr-doc/Scaling/intro.html> [dostęp online: 25.01.2025].
- [314] <https://anyscript.org/tutorials/index.html> [dostęp online: 26.01.2025].