

Akademia Wychowania Fizycznego im. E. Piaseckiego w Poznaniu

Daniel Choszczewski

**WPŁYW DWUNASTOTYGODNIOWEGO TRENINGU NORDIC
WALKING NA WYBRANE PARAMETRY STABILNOŚCI
POSTURALNEJ KOBIET W WIEKU POSTMENOPAUZALNYM**

Praca doktorska

Promotor: prof. dr hab. Jacek Lewandowski

Promotor pomocniczy: dr Piotr Kocur

Pracę wykonano w Katedrze Fizjoterapii Klinicznej

Kierownik Katedry: prof. dr hab. Jacek Lewandowski

Poznań, 2021

PODZIĘKOWANIA

Chciałbym serdecznie podziękować Panu Profesorowi dr. hab. Jackowi Lewandowskiemu za opiekę promotorską, cenne uwagi i sugestie, które wpłynęły na obecny kształt niniejszej pracy oraz za motywację do zgłębiania zagadnień naukowych. Szczególnie dziękuję Panu Profesorowi za cierpliwość i wyrozumiałość okazaną podczas kilkuletniej opieki naukowej i współpracy zawodowej.

Dziękuję Panu dr. Piotrowi Kocurovi za inspirację do podjęcia niniejszej tematyki pracy, pomoc w planowaniu i realizacji badań oraz redagowaniu pracy, a także za cały, poświęcony mi czas.

Pragnę złożyć wyrazy wdzięczności pracownikom Katedry Fizjoterapii Klinicznej za wsparcie i przekazaną wiedzę oraz niezwykle inspirującą i motywującą atmosferę w pracy.

Chciałbym również podziękować Rodzicom, którzy nauczyli mnie wytrwałości, uczciwości i umiejętności podejmowania trafnych decyzji. Jestem Im wdzięczny za to, że zawsze mają dla mnie czas, przedkładając moje problemy ponad swoje własne oraz za nieustającą wiarę we mnie.

Szczególne słowa wdzięczności składam mojej żonie Honoracie i córce Adriannie za anielską wręcz cierpliwość, wyrozumiałość i wsparcie w niezwykle trudnym godzeniu obowiązków zawodowych z życiem rodzinnym.

Spis treści

WYKAZ SKRÓTÓW STOSOWANYCH W PRACY	5
1. WSTĘP	8
1.1. STARZENIE ORGANIZMU	8
1.2. WPŁYW STARZENIA NA POSZCZEGÓLNE UKŁADY I NARZĄDY	9
1.2.1. UKŁAD KRAŻENIA	9
1.2.2. UKŁAD ODDECHOWY.....	11
1.2.3. UKŁAD NERWOWY.....	13
1.2.4. UKŁAD MIĘŚNIOWO-SZKIELETOWY.....	15
1.2.5. WPŁYW PROCESU STARZENIA SIĘ ORGANIZMU NA PARAMETRY ZWIĄZANE Z WYDOLNOŚCIĄ FIZYCZNĄ OSÓB STARSZYCH	18
1.3. WPŁYW PROCESU STARZENIA SIĘ ORGANIZMU NA STABILNOŚĆ POSTURALNĄ.....	19
1.3.1. STABILNOŚĆ POSTURALNA	19
1.3.2. STARZENIE, A RÓWNOWAGA	20
1.4. ZAGROŻENIA WYNIKAJĄCE Z ZABURZENIA STABILNOŚCI POSTAWY	22
1.4.1. UPADKI	23
1.4.2. KONSEKWENCJE UPADKU	24
1.5. OCENA STABILNOŚCI POSTURALNEJ	24
1.5. TESTY FUNKCJONALNE.....	25
1.5.1. TIMED UP AND GO TEST.....	25
1.5.2. TINETTI BALANCE SCALE	25
1.5.3. BERG BALANCE SCORE	26
1.5.4. SIT TO STAND TEST.....	26
1.6. POSTUROGRAFIA.....	26
1.7. ANALIZA RUCHU 3D.....	27
2. ROLA AKTYWNOŚCI FIZYCZNEJ W SPOWALNIANIU PROCESU STARZENIA	28
2.1. AKTYWNOŚĆ FIZYCZNA	29
2.2. TRENING ZDROWOTNY.....	30
2.3. DOBÓR RODZAJU ORAZ INTENSYWNOŚCI WYSIŁKU FIZYCZNEGO	30
2.4. OKREŚLANIE INTENSYWNOŚCI WYSIŁKU FIZYCZNEGO DLA CELÓW ZDROWOTNYCH	32
2.5. DOBÓR FORM AKTYWNOŚCI FIZYCZNEJ DLA CELÓW ZDROWOTNYCH	36
2.6. KORZYŚCI WYNIKAJĄCE Z PODJĘCIA TRENINGU UKIERUNKOWANEGO NA ZDROWIE	38
3. TRENING NORDIC WALKING JAKO PRZYKŁAD AKTYWNOŚCI FIZYCZNEJ UKIERUNKOWANEJ NA ZDROWIE U OSÓB STARSZYCH	41
3.1. WPŁYW TRENINGU NORDIC WALKING NA ZDROWIE CZŁOWIEKA	42
3.1.1. WSKAŹNIKI SERCOWO-NACZYNIOWE.....	42
3.1.2. WYDOLNOŚĆ AEROBOWA.....	43
3.1.3. SIŁA MIĘŚNI	43
3.1.4. SKŁAD CIAŁA	44

3.1.5	STABILNOŚĆ POSTURALNA	45
4	CELE PRACY	48
4.1	HIPOTEZA BADAWCZA	48
4.2	PYTANIA BADAWCZE	48
5	MATERIAŁ I METODY.....	49
5.1	MATERIAŁ BADAWCZY	49
5.2	METODY BADAWCZE	50
5.2.1	<i>Przebieg badania Sit-to-stand z wykorzystaniem analizy ruchu.....</i>	<i>51</i>
5.2.2	<i>Analiza biomechaniczna</i>	<i>54</i>
5.3	TRENING NORDIC WALKING (NW)	55
5.4	METODY STATYSTYCZNE.....	55
6	WYNIKI	57
6.1	JEDNORODNOŚĆ CECH SOMATYCZNYCH UCZESTNIKÓW	57
6.2	CZAS WYKONANIA TESTU SIT TO STAND	59
6.3	KĄT ZGIĘCIA STAWU BIODROWEGO	60
6.4	PRĘDKOŚĆ KĄTOWA STAWU BIODROWEGO	61
6.5	KĄT NACHYLENIA CIAŁA W STOSUNKU DO OSI PIONOWEJ	62
6.6	WARTOŚĆ SIŁ REAKCJI PODŁOŻA.....	63
6.7	DŁUGOŚĆ ŚCIEŻKI STATOKINEZJOGRAMU	64
6.8	POLE POWIERZCHNI STATOKINEZJOGRAMU	65
6.9	STOSUNEK DŁUGOŚCI STATOKINEZJOGRAMU DO JEGO POLA POWIERZCHNI.....	66
6.10	ANALIZA KORELACJI RÓŻNIC POMIĘDZY TERMINAMI.....	67
7	DYSKUSJA.....	71
8.	WNIOSKI.....	79
9.	PIŚMIENNICTWO	80

Wykaz skrótów stosowanych w pracy

Acr – wyrostek barkowy (ang. Acromion);

ACSM – Amerykańska Wyższa Szkoła Medycyny Sportowej (ang. American College of Sports Medicine);

AHA – Amerykańskie Stowarzyszenie Kardiologiczne (ang. American Heart Association);

AP – przednio-tylni (ang. Anterior-Posterior);

ATP – adenozyno-5`-trifosforan;

Bar – marker umieszczony na dystansie;

BMD – gęstość mineralna kości (ang. Bone Mineral Density);

BMI – indeks masy ciała (ang. Body Mass Index);

C7 – wyrostek kolczysty siódmego kręgu szyjnego;

cm – centymetr;

COP – środek nacisku stóp (ang. Center of Pressure);

CP - fosfokreatyna

deg – stopień (ang. degree);

deg/s – jednostka prędkości kątowej wyrażona w kątach na sekundę;

DVR – dominujący wznos pionowy (ang. Dominant Vertical Rise);

E/A – stosunek szczytowej prędkości przepływu krwi od relaksacji lewej komory we wczesnym rozkurczu (załamek E) do szczytowej prędkości przepływu w późnym rozkurczu spowodowanej skurczem przedsionków (fala A);

EMG – elektromiografia;

EMS – skala mobilności osób starszych (ang. Elderly Mobility Scale);

ETF – pogłębione zgięcie tułowia (ang. Exagerrated Trunk Flexion);

FABS – zaawansowana skala równowagi Fullerton (ang. Fullerton Advanced Ballance Scale);

FTSTS – test pięciokrotnego wstawania z krzesła (ang. Five Times Sit To Stand);

GB – grupa badana;

GK – grupa kontrolna;

GNW – grupa Nordic Walking;

h – godzina;

HDL – lipoproteina wysokiej gęstości (ang. High-Density Lipoprotein);

HR – częstotliwość rytmu serca (ang. Heart Rate);

HR_{max} – maksymalna częstotliwość rytmu serca (ang. Maximal Heart Rate);

HRR – Rezerwa częstotliwości skurczów serca (ang. Heart Rate Reserve);

HR_{rest} – spoczynkowa częstotliwość rytmu serca (ang. Resting Heart Rate);

Hz – Herc;

INWA – Międzynarodowe Stowarzyszenie Nordic Walking (ang. International Nordic Walking Association);

Kcal – kilokaloria;

kg – kilogram;

LDL – lipoproteina niskiej gęstości (ang. Low-Density Lipoprotein);

Mall R/L – szczyt kostki bocznej prawej/lewej (ang. Malleous Right/Left);

MaxUP – wartość maksymalna osiągnięta podczas wstawania;

MET – ekwiwalent metaboliczny zadania (ang. Metabolic Equivalent of Task);

Met R/L – głowa piątej kości śródstopia prawej/lewej (ang. Metatarsal Right/Left);

ml – mililitr;

ML – przyśrodkowo-boczny (ang. Medial-Lateral);

mm – milimetr;

mm² – milimetr kwadratowy;

mmHG – milimetr słupa rtęci;

MRI – obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego (ang. Magnetic Resonance Imaging);

MT – zmiana pędu (ang. Momentum Transfer);

N – Niuton;

NW – Nordic Walking;

NYHA – skala służąca do klasyfikacji ciężkości objawów niewydolności serca (ang. New York Heart Association);

O₂ – tlen;

p<0,05 – poziom istotności statystycznej mniejszy od 0,05

PaCO₂ – ciśnienie parcjalne dwutlenku węgla;

PaO₂ – ciśnienie parcjalne tlenu;

r.ż. – rok życia;

RFD9/w – wskaźnik rozwoju siły w czasie 90 milisekund (ang. Rate of Force Development);
RTG – rentgenogram;
S1/S2 – pierwszy/drugi segment kręgosłupa krzyżowego;
s – sekunda;
SIAS - kołec biodrowy przedni górny (łac. Spina Iliaca Anterior Superior);
SIPS - kołec biodrowy tylny górny (łac. Spina Iliaca Posterior Superior);
STS – test wstań – usiądź (ang. Sit To Stand)
TUG – test wstań i idź (ang. Timed Up and Go);
VC – pojemność życiowa (ang. Vital Capacity)
VO₂ MAX – wskaźnik określający zdolność do maksymalnego minutowego pochłaniania tlenu;
WHO – Światowa Organizacja Zdrowia (ang. World Health Organization);
Wsp. – współpracownicy;

1. WSTĘP

1.1. Starzenie organizmu

Starzenie organizmu jest powolnym, stale postępującym procesem uszkodzeń molekularnych i komórkowych, prowadzącym do pogarszania się funkcji i zdolności fizjologicznych i organizmu oraz zwiększania się jego wrażliwości i podatności na choroby, co w konsekwencji prowadzi do śmierci. Proces ten ma charakter endogeny i zauważalny jest we wszystkich narządach i układach pod postacią nieodwracalnych zmian, które degenerują ich strukturę i funkcję. Jest to także proces uniwersalny, co oznacza, że dotyczy on wszystkich organizmów żywych, a w obrębie danego gatunku osobniki starzeją się w zbliżony sposób.

Najważniejszymi zmianami w starzejącym się organizmie są zmiany morfologiczne komórek, tkanek oraz składu ciała. Zmniejszeniu ulegają wszelkie rezerwy narządowe, a także zdolności adaptacyjne organizmu na stres fizyczny, biologiczny czy psychospołeczny. Wynikiem tego jest utrudniona zdolność organizmu do utrzymania homeostazy, a tym samym pojawia się znaczna podatność na choroby zależne od wieku.

Jeżeli w organizmie pojawiają się jedynie zmiany związane z upływem czasu, wówczas mówi się o starzeniu optymalnym, a gdy tempo tych zmian jest wolniejsze od spodziewanego, wówczas mamy do czynienia ze starzeniem pozytywnym. Według kryteriów przyjętych przez Kahn i Rowe (1987), takie starzenie występuje jedynie u około 18% populacji. U pozostałej części populacji występuje starzenie patologiczne, czyli takie, w którym oprócz zmian wynikających z upływu czasu, współwystępują także zmiany chorobowe, potęgujące proces starzenia się w poszczególnych strukturach.

Starzenie się dotyczy całego organizmu i ciała człowieka, ale w poszczególnych tkankach, narządach i układach, obserwuje się różną dynamikę zmian.

1.2. Wpływ starzenia na poszczególne układy i narządy

1.2.1. Układ krążenia

Starzenie jest procesem niejednorodnym, a pogorszenie funkcji narządów, w tym serca, często nie koreluje z wiekiem chronologicznym. Wynika to głównie z indywidualnego charakteru procesu starzenia, co oznacza różne tempo zmian u poszczególnych osób, ale także indywidualne tempo zmian w obrębie poszczególnych narządów. Wiele czynników wpływa na funkcje układu krążenia u osób starszych, w tym starzenie wewnętrzne, skumulowany efekt wielu chorób podstawowych oraz wiele czynników środowiskowych lub zewnętrznych takich jak częstotliwość i intensywność ćwiczeń, palenie papierosów i dieta. Pozytywne lub optymalne starzenie się serca wiąże się ze stopniowym zmniejszeniem czynności narządów i rezerwy homeostazy. Skutki te obejmują zmniejszenie maksymalnej wydolności tlenowej i obniżenie proggu dla klinicznej ekspresji wielu związanych z wiekiem chorób sercowo-naczyniowych i niesercowych. Jednak zdrowe starzenie się serca samo w sobie nie powinno wywoływać objawów ani ograniczać zwykłych czynności codziennego życia.

Podstawowymi zmianami zachodzącymi w układzie krążenia są wzrost sztywności tętnic systemowych, zmniejszona podatność i rozszerzalność aorty podczas skurczu lewej komory oraz wczesny powrót fali odbitej. Zmiany te są efektem starzenia i są jednocześnie przyczyną izolowanego nadciśnienia skurczowego, najczęstszej postaci nadciśnienia występującego u osób starszych. Sztywność ścian naczyń dotyczy całego układu, ale najsilniej zaznacza się w aorcie i tętnicach systemowych, w których błona środkowa zbudowana jest w głównym stopniu z bezkomórkowej tkanki łącznej z dużą zawartością kolagenu i elastyny. Efektem wzrastania sztywności ścian aorty jest mniejszy jej udział w zmniejszaniu narastania ciśnienia skurczowego w lewej komorze i zwiększenie jej obciążenia, gdyż to w aorcie jest magazynowana większość energii skurczu.

Wzrost sztywności tętnic elastycznych odpowiedzialny jest natomiast za zwiększenie się prędkości fali tętna, a to wywołuje nakładanie na siebie szybciej rozchodzącej się fali postępowej i wcześniej powracającej fali odbitej; efektem tego jest dodatkowy wzrost ciśnienia skurczowego i obniżenie ciśnienia rozkurczowego (Lakatta i Levy, 2003). To z kolei prowadzi do pogorszenia przepływu wieńcowego, co w połączeniu ze zwiększonym

zapotrzebowaniem na tlen prowokuje nasilenie objawów niedokrwienia serca. Wzmózione zapotrzebowanie na tlen wynika z przerostu mięśnia lewej komory serca, co wynika ze wzmózonej jej pracy podczas wyrzutu krwi do sztywnych tętnic.

Istotną zmianą będącą wynikiem starzenia się jest także tworzenie się blaszki miażdżycowej. Pojawienie się blaszki miażdżycowej należy rozpatrywać jako efekt starzenia się tętnic, a nie jako oddzielną chorobę tego układu, ponieważ stanowi ona wynik kumulowania się wielu czynników predysponujących do pojawienia się tejże, między innymi są to: przewlekły proces zapalny, dysfunkcja śródbłónka, wzrost sztywności dużych naczyń, nadciśnienie tętnicze, czynniki środowiskowe, czy styl życia (Lakatta i Levy, 2003).

W obrębie samego mięśnia sercowego dochodzi do obumierania kardiomiocytów co prowadzi do przerostu pozostałych komórek. Ponadto przerost kardiomiocytów spowodowany jest przez zmianę składu i objętości tkanki łącznej, a także zmianę właściwości miocytów pod wpływem złogów substancji resztkowych. Wszystkie te czynniki prowadzą do niewydolności rozkurczowej serca, ale nie powodując zmiany w objętości wyrzutowej serca (Thomas i Rich, 2007).

Wraz z postępowaniem starzenia się układ współczulny zwiększa swoją aktywność powodując wzrost wydzielania adrenaliny i noradrenaliny. Stanowi to efekt zmniejszenia się liczby receptorów β -adrenergicznych i powoduje m.in.: nasilenie się procesów włóknienia i spadek podatności mięśnia sercowego i tętnic (Ferrara *i wsp.*, 2014). Zmniejszenie wrażliwości na bodźce adrenergiczne skutkuje także zmniejszeniem się maksymalnej częstotliwości rytmu serca i maksymalnej kurczliwości podczas wysiłku, co wpływa na obniżenie tolerancji wysiłku u osób starszych (Thomas i Rich, 2007).

Starzenie się układu sercowo-naczyniowego obserwowane jest także w obrębie układu bodźcotwórczo-przewodzącym serca, gdzie liczba komórek rozrusznikowych węzła zatokowego ulega zmniejszeniu, a dodatkowo włóknieniu ulegają elementy układu przewodzącego węzła przedsionkowo-komorowego, co w połączeniu ze zwiększaniem się wymiarów przedsionków, może prowadzić do pojawiania zaburzeń rytmu i przewodnictwa, jak np.: migotanie przedsionków, bloki przedsionkowo-komorowe, zespół chorego węzła zatokowego (Calkins *i wsp.*, 2012).

1.2.2. Układ oddechowy

Układ oddechowy jest najbardziej narażonym na wpływ czynników zewnętrznych układem naszego ciała, dlatego bardzo trudno jednoznacznie określić zmiany spowodowane wyłącznie upływem czasu. Wszelkie choroby i infekcje dróg oddechowych (również przebyte w dzieciństwie), narażenie na zanieczyszczenia powietrza, czy też nikotynę (wliczając w to tzw. bierne palenie), styl życia związany z brakiem aktywności fizycznej oraz jakość i stan odżywiania się (otyłość i nadwaga, niska zawartość antyoksydantów) to czynniki zmieniające normalne starzenie się układu oddechowego w patologiczne. Natomiast starzenie się tego układu jest procesem uzależnionym od wielu czynników i przebiegającym kompleksowo, na wielu płaszczyznach jednocześnie. Głównym zadaniem układu oddechowego jest wymiana gazowa, czyli pobieranie tlenu z powietrza i wydalanie produktu przemiany materii z tkanek, czyli dwutlenku węgla, a sam proces jest zależny od bieżących potrzeb metabolicznych organizmu.

Podstawowymi zmianami w obrębie układu oddechowego, kojarzonymi z procesem starzenia się jest zmniejszanie się ruchomości i elastyczności klatki piersiowej, co wynika z ograniczeń kostno-stawowych i mięśniowych. Połączenia chrzęstno-kostne żeber ulegają stopniowemu kostnieniu, przez co zmniejszają się ich zakresy oraz swoboda ruchów, czego skutkiem są znacznie większe opory oddechowe. Masa mięśniowa i ich siła maleje, co bezpośrednio wpływa także na ich wytrzymałość podczas skurczu. Zwiększające się opory oddechowe w połączeniu ze zmniejszającą się siłą mięśni oddechowych, powodują, że różnica wymiarów klatki piersiowej podczas wdechu i wydechu również maleje, co powoduje spadek objętości powietrza wymienianego podczas pojedynczego wdechu/wydechu. Dodatkowym elementem zmniejszającym skuteczność oddechową starzejących się płuc jest spadek elastyczności tkanki płucnej wynikający głównie z rozrastającej się tkanki łącznej, co skutkuje słabszym rozprężaniem płuc.

Poziom wymiany gazowej określany jest na podstawie pomiaru ciśnienia parcjalnego tlenu w krwi tętniczej (PaO_2). Czynnikiem ten wraz z postępującym procesem starzenia obniża się, aż do osiągnięcia wieku podeszłego (około siódmej dekady życia), kiedy to dochodzi do zahamowania spadku utlenowania krwi tętniczej (Cerveri *i wsp.*, 1995). Spadek układowego transportu tlenu może wynikać zarówno z obniżenia nasycenia hemoglobiny tlenem, jak i obniżenia pojemności minutowej serca. Ale wskazuje się także zaburzenie funkcji

chemoreceptorów, jako czynnika osłabiającego reakcję na zmniejszenie PaO₂ lub zwiększenie PaCO₂.

Całkowita pojemność płuc (*ang. total lung capacity*) pod wpływem starzenia zmniejsza się, jednak, gdy znormalizować jej wartość do wysokości ciała, od którego zależy, a który z wiekiem również się zmniejsza, wówczas okazuje się, że ta wartość pozostaje na niezmiennym poziomie.

Objętość zalegająca (*ang. residual volume*) z wiekiem wzrasta, ponieważ jej wartość uzależniona jest od dwóch czynników: malejącej siły mięśni wydechowych, dzięki którym możliwe jest zmniejszenie wymiarów klatki piersiowej podczas wydechu oraz wzrastającej tendencji do zapadania się pęcherzyków płuc.

Wynikiem zmniejszania się całkowitej pojemności płuc i wzrastania objętości zalegającej jest zmniejszająca się pojemność życiowa (VC - *ang. Vital capacity*), pełniąca ważną rolę w ocenie czynności płuc. Wraz z wiekiem wartość VC maleje, aż do osiągnięcia wieku podeszłego, gdy jej poziom osiąga wartość 25% objętości obserwowanej u osób w wieku młodzieńczym.

Nie bez znaczenia dla wymiany gazowej i objętości życiowej płuc jest całkowita powierzchnia wymiany włósczkowo-pęcherzykowej, która w wyniku utraty pęcherzyków płucnych maleje. W związku z tym zawartość powietrza w pęcherzykach maleje, a objętość powietrza zalegającego w oskrzelikach rośnie, a ponieważ te ostatnie pozbawione są komórek nabłonka uczestniczących w wymianie gazowej, dlatego skuteczność wymiany gazowej spada.

Wraz z wiekiem zwiększa się ryzyko wystąpienia chorób układu oddechowego. Najczęstszą infekcją dotyczącą tego układu jest zapalenie płuc, zarówno bakteryjne, jak i wirusowe; zwykle jest skutkiem aspiracji wydzieliny ustno-gardłowej, co zdarza się częściej w wieku starszym, niż u osób młodych. Dodatkowo jest kilka czynników, które sprawiają, że osoby starsze stają się bardziej podatne na tą chorobę: osłabienie funkcji układu odpornościowego, spowolnienie odruchu oczyszczania drzewa oskrzelowego przez osłabienie pracy aparatu rzęskowego, zmniejszenie produkcji śluzu, trudności w przełykaniu, ale także mniejsza dbałość o higienę jamy ustnej.

1.2.3. Układ nerwowy

Starzenie wpływa zarówno na aspekty strukturalne, jak i funkcjonalne mózgu. Obserwuje się wyraźne zmniejszanie masy i objętości mózgu, które powyżej 70 roku życia osiąga tempo 0,3-0,5% na rok. Utrata masy związana jest szczególnie z równomierną utratą substancji białej, podczas gdy substancja szara zanika w większym stopniu w korze czołowej i ciemieniowej. W wyniku badań rezonansem magnetycznym (MRI) stwierdzono także, że znaczny ubytek masy tkanki mózgowia dotyczy grzbietowo-bocznej i orbitalnej kory czołowej oraz w hipokampie (Resnick *i wsp.*, 2003). Zmiany w korze mózgowej skutkują także zmianami strukturalnymi osłonek mielinowych, które rozwarstwiają się i pękają, co w dalszej kolejności prowadzi do ich degeneracji. Nerwy pozbawione osłonek mielinowych znacznie wolniej przewodzą informacje, co przekłada się bezpośrednio na zaburzenie procesów poznawczych i osłabienie pamięci.

W starzejącym się mózgu obserwuje się także zwiększenie szerokości bruzd i kurczenie się zakrętów kory mózgowej, a także w wyniku spadku całkowitej masy mózgowia wzrasta objętość płynu mózgowo-rdzeniowego oraz powiększa się przestrzeń pod pajęczynówką. Spadek liczby neuronów korowych między 20 a 90 rokiem życia wynosi około 10% (Pakkenberg *i wsp.*, 2003), jednak taka zmiana ilości komórek w przypadku normalnego starzenia nie pociąga za sobą poważnych zmian w zakresie funkcji poznawczych. Uważa się, że ważniejsze od ilości samych komórek nerwowych jest jakość przekazywania sygnałów pomiędzy nimi, ponieważ wraz z wiekiem obserwuje się zwiększanie ilości połączeń pomiędzy komórkami, dzięki czemu kompensacji ulega malejąca ilość samych komórek. Uważa się, że najistotniejszym czynnikiem pozwalającym zachować funkcje poznawcze na odpowiednim poziomie jest mechanizm neuroplastyczności, czyli budowania się siły synaptycznej, czyli skuteczności i łatwości w przekazywaniu informacji pomiędzy komórkami. W przypadku optymalnego starzenia funkcje poznawcze słabną w niewielkim stopniu i dotyczą głównie spowolnienia przetwarzania informacji, elastyczności poznawczej oraz wydajności pamięci roboczej, co w praktyce oznacza, że potrzeba więcej czasu lub powtórzeń, aby przyswoić nowe informacje.

W przypadku nerwów obwodowych najistotniejszą zmianą związaną ze starzeniem jest przede wszystkim obniżenie czucia wibracji, obserwowane głównie na obwodzie, najczęściej w obrębie kończyn dolnych, natomiast w kończynach górnych w znacznie mniejszym stopniu.

Czucie skórne dwupunktowe, także może być osłabione, zwłaszcza dystalnie (Wickremaratchi i Llewelyn, 2006).

Dzięki użyciu technik EMG wykazano zmiany zależne od wieku zarówno w pod względem czasu trwania, jak i amplitudy potencjałów czynnościowych jednostki motorycznej (Vandervoort, 2002). Ponadto, prędkość przewodnictwa aksonalnego zmniejsza się wraz z wiekiem, co może odzwierciedlać różnorodne zmiany we włóknach nerwowych, takie jak segmentowa demielinizacja i zmniejszona długość międzywęzłowa, czy rezygnacja (tzw. dropout) z największych i najszybciej przewodzących włókien. Ponadto dochodzi do obniżenia aktywności retikulum sarkoplazmatycznego i zmniejszenia szybkości przesuwu aktyny na miozynie, co w połączeniu z atrofią włókien typu II, powoduje zmianę w jakości mięśni i spowolnienie kurczliwości mięśni kończyn dolnych (Hunter *i wsp.*, 1999; Höök *i wsp.*, 2001).

Funkcja nerwów czaszkowych także podlega zmianie w wyniku postępowania procesu starzenia. Zmysły węchu i smaku słabną w wyniku kumulowania się przez całe życie uszkodzeń nabłonka węchowego spowodowanych przez zanieczyszczenia i drobnoustroje, w związku z tym uszkodzeniu ulegają także neurony węchowe.

Zmiany związane z wiekiem zostały również udokumentowane w zakresie ostrości wzroku, pola widzenia, percepcji głębi, czułości kontrastu, percepcji ruchu i postrzegania samokontroli ruchu w odniesieniu do przestrzeni zewnętrznej.

W obrębie oka zmiany dotyczą głównie upośledzenia akomodacji, które pojawia się w wyniku sztywnienia soczewek, co z kolei prowadzi do dalekowzroczności. Źrenice stopniowo stają się mniejsze, a ich odruchowe reakcje na światło i akomodację stają się powolne. Nieprzezroczystość soczewki i ciała szklistego może przyczyniać się do pogorszenia ostrości wzroku, w tym czułości kontrastu, a słaba ostrość wzroku może przyczyniać się do upadków osób starszych (Salvi *i wsp.*, 2006). Także ruchy gałek ocznych, szczególnie zbieżność i sprzężone ruchy ku górze ulegają ograniczeniom, podobnie jak odruch powiekowo-oczny Bella.

W obrębie narządu słuchu obserwuje się obustronne osłabienie słyszenia, w szczególności średnich i wysokich tonów, co prowadzi do pojawienia się trudności w rozumieniu mowy. Za główną przyczynę takiej dysfunkcji uznaje się utratę komórek rzęsatych w narządzie Cortiego, ale także inne zmiany mogą się do tego przyczyniać, wymienia się między innymi: zagęszczenie się błony podstawnej, atrofia naczyń krwionośnych, a także zmiany zwyrodnieniowe neuronów zwoju spiralnego, jądrach ślimakowych i ośrodkach

słuchowych mózgu. Także funkcje przedsionkowe mogą ulegać zaburzeniom wraz z wiekiem, w szczególności osłabienie zdolności rozpoznawania położenia głowy i ruchu w przestrzeni, osłabienie odruchów przedsionkowo-rdzeniowych wywołujących automatyczne reakcje postawy ciała na zmieniającą pozycję głowy, a także obniżona zdolność do rozwiązywania konfliktów zmysłowych (Howarth i Shone, 2006).

1.2.4. Układ mięśniowo-szkieletowy

Głównym problemem osób w wieku starszym w kontekście układu mięśniowego człowieka jest wykonywanie ruchów szybkich oraz tych, które wymagają dużej mocy. Spowodowane jest to zmianami, jakie zachodzą w tym układzie, a dotyczą one redukcji przekroju poprzecznego i masy mięśni, a to z kolei spowodowane jest malejącą liczbą i zmniejszaniem się przekroju poprzecznego włókien szybko kurczących się typu II. U osób w wieku 80 lat, liczba włókien mięśniowych jest o około 40% niższa, niż w wieku 20 lat (Goodpaster *i wsp.*, 2006). Oprócz wymienionych zmian, w mięśniach szkieletowych obserwuje się nasilanie się procesów odnerwienia, co pociąga za sobą powiększanie się obszaru jednostek motorycznych mięśnia, grupowania się włókien mięśniowych i utraty przez mięsień mozaikowości. Ponadto, w wyniku starzenia się tkanki mięśniowej, dochodzi do infiltracji macierzy pozakomórkowej tkanką łączną i tłuszczową; proces określany jest mianem miosteatozy (Vandervoort, 2002).

Postępujący proces związany z utratą masy i siły mięśniowej, który pogarsza sprawność fizyczną, jakość życia i niesie ze sobą ryzyko śmierci określa się mianem sarkopenii, i jest uznawany za ważny czynnik prowadzący do powstania niepełnosprawności ruchowej (Cruz-Jentoft *i wsp.*, 2010).

Opisując układ mięśniowy człowieka, badacze posługują się nie tylko wartościami bezwzględny siły, masy i objętości mięśniowej, ale także używają parametru opisującego jakość mięśni pod względem funkcjonalnym. Służy temu określenie siły mięśnia w stosunku do przekroju poprzecznego lub jednostki masy mięśnia. W badaniach populacyjnych stwierdzono, że jakość mięśni kończyn górnych jest wyższa, niż kończyn dolnych bez względu na płeć i wiek badanych (Lynch *i wsp.*, 1999), a także, że jakość mięśnia zarówno kończyn dolnych jak i górnych, pod wpływem procesu starzenia zmniejsza się.

Głównymi czynnikami odpowiedzialnymi za utratę masy i siły mięśniowej w procesie starzenia wymienia się: zaburzenia odżywiania; zmniejszoną aktywność fizyczną; spadek stężenia estrogenów, testosteronu i hormonu wzrostu; zaburzenie funkcjonowania mitochondriów; przewlekłe zapalenie o umiarkowanym nasileniu; spadek liczby alfa-motoneuronów; zaburzenie funkcjonowania komórek satelitarnych (Doherty, 2003).

Niekorzystne zmiany zachodzące w układzie kostnym związane są przede wszystkim z utratą masy kostnej, który to proces rozpoczyna się około 40 roku życia i przyjmuje średnio tempo 1% na rok. Poniżej 50 roku życia redukcji ulega głównie część beleczkowa, dopiero w późniejszym wieku, następuje wzrost tempa remodelowania kości, kiedy to redukcji zaczyna także ulegać dotychczas zachowana, wysoko mineralna część korowa kości. Utrata tej części kości powoduje, że kość staje się porowata, a tym samym mniej odporna na złamania. Tempo zmian uzależnione jest w głównej mierze od płci, ponieważ zaobserwowano, że u kobiet po menopauzie, gdy znacząco spada poziom estrogenów, dochodzi do znacznie szybszego niż u mężczyzn spadku masy kostnej. W wieku 80 lat kobiety tracą około 40% masy kostnej w porównaniu ze szczytem masy kostnej (przypadającym zwykle na wiek 25 lat), a mężczyźni jedynie 25% (Bonjour *i wsp.*, 2009).

Rosnące ryzyko złamań kości w wyniku osłabiania się ich odporności mechanicznej, warunkowanej gęstością mineralną i jakością tkanki kostnej zostało określone jako osteoporoza.

Według WHO jest to uogólnione schorzenie szkieletu powstające na skutek zmniejszenia mineralnej gęstości kości, zaburzeniu jej mikroarchitektury, co prowadzi do wzmożonej łamliwości szkieletu i wzmożonego ryzyka złamań (Kanis i Kanis, 1994). Podczas określania ryzyka wystąpienia osteoporozy wykorzystuje się pomiar gęstości mineralnej kości (BMD – ang. bone mineral density), najczęściej okolicy trzonów kręgów odcinka lędźwiowego kręgosłupa lub szyjki kości udowej. W zależności od przyczyn wywołujących spadek gęstości kości, rozróżnia się kilka typów osteoporozy:

1. Pierwotną – naturalne zmniejszenie masy kostnej związane z procesem starzenia
 - a. Typ I „pomenopauzalna” – obserwowany jest w większości u kobiet 15 – 20 lat po menopauzie (efekt niedoboru estrogenów), charakteryzuje się większą utratą kości gąbczastej w stosunku do zbitej. W wyniku tego typu schorzenia dochodzi najczęściej do złamań trzonów kręgów oraz dalszej nasady kości przedramienia.

b. Typ II „starcza” – jest wynikiem postępowania procesu starzenia, uważa się, że związana jest z nadczynnością przytarczyc, obserwowana jest u osób po 70 roku życia. Ten rodzaj osteoporozy również występuje częściej u kobiet, ponieważ nadczynność przytarczyc może pojawiać się w wyniku zmniejszonego stężenia estrogenów, ale różnica pomiędzy osobami różnej płci nie jest już tak znacząca, jak w przypadku typu I. Charakterystyczny dla tego typu osteoporozy jest także równomierny ubytek kości gąbczastej i korowej w całym szkielecie, dlatego złamania związane z tym rodzajem schorzenia mają różne umiejscowienie, z przewagą złamań szyjki kości udowej.

2. Wtórna – wynik przebiegu wielu chorób.

Także połączenia pomiędzy kośćmi z czasem ulegają zmianom. Najczęściej zmiany te przybierają formę przewlekłej i niezapalnej choroby, i dotyczą stawów przenoszących obciążenia osiowe, zlokalizowanych w obrębie odcinka lędźwiowego kręgosłupa, bioder i kolan. Choroby zwyrodnieniowe stawów dotyczą około 85% osób, które przekroczyły 70 rok życia. Podstawowe zmiany zwyrodnieniowe wynikają z zaburzenia równowagi pomiędzy ograniczonymi zdolnościami regeneracyjnymi, a postępującymi zmianami degeneracyjnymi chrząstki stawowej i kości podchrzęstnej. W wyniku tego dysbalansu w miejscu uszkodzonej tkanki chrzęstnej pojawia się tkanka włóknista, która gorzej przenosi obciążenia, w związku z czym kość podchrzęstna jest bardziej narażona na bezpośrednie oddziaływanie sił i także ulega zmianom. W pierwszej kolejności dochodzi do zmniejszenia się w obrazie RTG szpary stawowej i pogrubienie kości podchrzęstnej, następnie na obrzeżach stawu pojawiają się osteofity i torbiele kostne. Postępujące w ten sposób zmiany prowokują stopniowe nasilanie się dolegliwości bólowych, które w wielu wypadkach odpowiedzialne są za poważne ograniczenie aktywności fizycznej.

1.2.5. Wpływ procesu starzenia się organizmu na parametry związane z wydolnością fizyczną osób starszych

Głównym czynnikiem warunkującym podjęcie długotrwałego wysiłku fizycznego jest zdolność organizmu do wytwarzania energii w procesie fosforylacji oksydacyjnej, która w głównej mierze zależy od dostępności tlenu w komórkach mięśniowych. Zatem od zdolności transportu i wykorzystania tlenu zależy głównie możliwość podejmowania przez organizm długotrwałych wysiłków.

Do oceny wydolności fizycznej najczęściej stosuje się dwa najpopularniejsze wskaźniki: określający zdolność do maksymalnego minutowego pochłaniania tlenu VO_{2max} oraz próg mleczanowy. Wielkość VO_{2max} określa zdolność do podejmowania długotrwałego wysiłku fizycznego i zależy od wielu czynników związanych z układami oddechowym, krążenia i mięśniowym. Są to między innymi: pojemność minutowa serca, stężenie hemoglobiny we krwi, wentylacja minutowa płuc, gęstość kapilar oraz mitochondriów w mięśniu, masa mięśni i typ włókien mięśniowych, aktywność enzymów oksydacyjnych w komórkach mięśniowych. Na podstawie wyników badań longitudinalnych opracowano równanie, dzięki któremu możliwe jest określenie zależności między maksymalnym poborem tlenu, a wiekiem osób starszych; dzięki temu równaniu określono, że przeciętna wielkość VO_{2max} u 65 letniej osoby wynosi 29,7 ml/(kg·min) (Dehn i Bruce, 1972). Jednocześnie stwierdzono, że minimalna wartość poboru tlenu pozwalająca zachować samodzielność w życiu codziennym wynosi 15-18 ml/(kg·min) (Shephard, 2009). Obecnie maksymalną pojemność minutową serca uważa się za najważniejszy czynnik warunkujący poziom VO_{2max} (Saltin i Calbet, 2006). Ponieważ ten czynnik wraz z wiekiem maleje, wobec tego w obrębie VO_{2max} również obserwuje się spadek, który przyjmuje średnio wartość 10% na dekadę. Naturalnie, systematyczna aktywność fizyczna pozwala spowolnić proces utraty tego wskaźnika nawet do poziomu 5% na dekadę u sportowców, którzy w wieku starszym kontynuowali trening na intensywnym poziomie; jednocześnie zaobserwowano przyspieszenie tempa spadku VO_{2max} do poziomu 15% na dekadę u sportowców, którzy w wieku starszym zaprzestali treningów (Hawkins i Wiswell, 2003). Także pogorszenie stopnia perfuzji mięśni ma negatywny wpływ na wydolność fizyczną. Ograniczona wymiana gazowa spowodowana zmianami postępującymi w płucach, a obejmującymi wzrost przestrzeni

martwej, zmniejszenie elastyczności pęcherzyków płucnych i wzrost kosztu energetycznego oddychania powodują spadek maksymalnej wentylacji płuc, a to pociąga za sobą ograniczenie VO_{2max} .

1.3. Wpływ procesu starzenia się organizmu na stabilność posturalną

1.3.1. Stabilność posturalna

Zdolność utrzymania równowagi w pozycji wyprostowanej ciała jest uwarunkowana wieloma mechanizmami i stanowi niezwykle wyzwanie dla ludzkiego organizmu. Wysokie umiejscowienie niemal 67% ciężaru ciała nad podłożem, na którym stoi i porusza się człowiek, sprawia, że biomechanizm, jakim jest ciało człowieka, staje się niezwykle niestabilny. Ta niestabilność wynika przede wszystkim z jego budowy, która charakteryzuje się dużą ilością połączonych ze sobą, ruchomych segmentów. Niebagatelne znaczenie ma także pionowe ustawienie osi długiej ciała i stosunkowo niewielkich rozmiarów płaszczyzna podporu. Suma tych czynników wymusza ciągłą, pracę systemu kontroli równowagi. Praca ta polega na aktywnym i pasywnym równoważeniu destabilizujących sił grawitacji i bezwładności, siłami wywołwanymi przez układy mięśniowo-kostne.

Do kontroli tak chwiejnego układu zaangażowane są trzy systemy stanowiące niejako trzy kanały wejścia pozwalające określić położenie ogólnego środka ciężkości w przestrzeni (Błaszczuk i Czerwos, 2005). Pierwszy z nich, zmysł wzroku, odpowiedzialny jest za stworzenie układu odniesienia w stosunku do otaczającej przestrzeni; dzięki obserwacji otoczenia oraz położenia własnego ciała, możliwa jest kontrola pozycji i odpowiednia reakcja, na zmiany zachodzące w układzie. Drugi system, układ przedsionkowy, informuje o dwóch rodzajach zmian zachodzących w obrębie ciała człowieka. Ruch śródchłonki w kanałach półkolistych dostarcza informacje o prędkości i kierunku ruchu głowy. Dzięki temu możliwe jest prawidłowe ustawienie gałek ocznych w trakcie ruchu głowy. Natomiast sygnały z narządów otolitowych przekazują informacje o statycznym ustawieniu głowy w przestrzeni przez cały

czas, gdy głowa odchylona jest od pionu. Współpraca obu powyższych systemów zapewnia zdolność orientacji przestrzennej ciała. Trzeci system tworzą receptory czucia głębokiego rozmieszczone w tkankach miękkich otaczających stawy, w mięśniach oraz skórze. Informacje płynące z tych receptorów informują układ nerwowy o ich położeniu w przestrzeni bez angażowania wzroku.

Istnieją dwa rodzaje układów referencyjnych tworzonych przez wyżej wymienione systemy (Massion, 1998).

- Zewnętrzny układ odniesienia tworzony jest na podstawie informacji pochodzących z narządu wzroku i sił grawitacji.
- Wewnętrzny układ odniesienia budowany jest z informacji z proprioceptorów i mechanoreceptorów o położeniu i ruchu poszczególnych części ciała.

Oba te układy tworzą w ośrodkowym układzie nerwowym polimodalne reprezentacje, tzw.: schematy ciała (*ang. body schema*). To właśnie dzięki tym schematom człowiek jest w stanie odtworzyć postawę wyprostowaną bez udziału zewnętrznych układów referencyjnych.

Na podstawie tak zebranych informacji centralny układ nerwowy reaguje odruchowym napięciem odpowiednich grup mięśni posturalnych, których zadaniem jest zrównoważenie sił destabilizujących.

Wszystkie powyżej przytoczone czynniki warunkują stabilność posturalną, czyli zdolność do osiągnięcia i utrzymania typowej pozycji ciała w przestrzeni, utraconej w wyniku działania zewnętrznych i wewnętrznych czynników destabilizujących, zarówno tych działających statycznie, jak i tych zmieniających się w sposób dynamiczny (Błaszczyk, 2004).

1.3.2. Starzenie, a równowaga

Starzenie się organizmu pociąga za sobą wiele zmian degeneracyjnych występujących we wszystkich narządach i układach. Najbardziej zauważalne są zmiany w obrębie układów krążenia i oddechowym, których zmniejszająca się wydolność obniża zdolności podejmowania wysiłku fizycznego całego ciała. Jednak nie mniej istotne zmiany zachodzą w układach ruchu i nerwowym. Zmniejszanie średnicy włókien mięśniowych i ich zaniki, spadek liczby motoneuronów i jednostek ruchowych oraz zaburzenie kolejności rekrutacji jednostek

ruchowych jest bezpośrednią przyczyną osłabienia siły mięśniowej i zmniejszenia odporności na zmęczenie, a także pośrednio obniżeniem zręczności i precyzji ruchów (Doherty *i wsp.*, 1993). W układzie nerwowym znacznie spada ilość neuronów, a pozostałe komórki nerwowe tracą dendryty i osłonkę mielinową; ponadto słabnie działanie neuroprzekaźników i neurohormonów, w wyniku czego dochodzi przede wszystkim do obniżenia prędkości przewodzenia impulsów nerwowych (Bień, 2008), tym samym osłabiając szybkość reakcji na pojawiające się bodźce. Osłabienie mechanizmu przewodzenia nerwowego wpływa bezpośrednio na mechanizm kontroli stabilności posturalnej poprzez osłabienie koordynacji ruchowej, co powoduje znaczną niezborność ruchu, szczególnie zauważalną podczas wychyleń do tyłu oraz ograniczenie obszaru stabilności podczas wychwiał na boki i do przodu. W wyniku badań maksymalnego wychylenia ciała w różnych kierunkach okazało się, że osoby starsze potrzebowały około 60% więcej czasu na przeniesienie środka ciężkości z pozycji neutralnej do przedniej granicy stabilności, niż osoby młode (Błaszczuk *i wsp.*, 1994). Zaobserwowano także pojawienie się w trajektorii ruchu charakterystycznych wychwiał na boki i do przodu. Spowolnienie wykonywania ruchów wydaje się, wobec tego być mechanizmem kompensacyjnym, minimalizującym ryzyko niekontrolowanego przekroczenia granicy stabilności przez ogólny rzut środka ciężkości. Ci sami autorzy na podstawie badań stwierdzili, że maksymalny zakres ruchów dowolnych wykonywanych przez człowieka jest ograniczony wydolnością systemu kontroli równowagi (Błaszczuk *i wsp.*, 1993).

Także porównanie stabilności posturalnej osób starszych, które w ciągu ostatnich sześciu miesięcy upadały co najmniej dwukrotnie, z osobami starszymi bez takich incydentów, wykazało istotne różnice pomiędzy tymi grupami. Wyniki osób upadających charakteryzowały się dłuższą o 21,6% ścieżką COP (środek nacisku stóp) oraz o 26,3% większą prędkością COP, a także o 27,5% większym zakresem wychwiał na boki, niż osoby nieupadające (Melzer *i wsp.*, 2004).

Czucie peryferyjne (propriocepcja i dotyk) jest najważniejszym mechanizmem kontroli równowagi u zdrowych osób starszych. Inne czynniki, które są silnie skorelowane ze zwiększeniem wychwiał, to zmniejszona siła mięśni nóg, zmniejszona ostrość wzroku i spowolniony czas reakcji. Wzrok może częściowo zrekompensować utratę bodźców pochodzących z innych zmysłów, a wraz z wiekiem, gdy utrzymanie równowagi staje się trudniejsze, wówczas znaczenie bodźców wzrokowych staje się większe. Nie ulega

wątpliwości, że niektóre osoby utrzymują dobrą kontrolę nad stabilnością posturalną, nawet w zaawansowanym wieku, udowadniając, że same zmiany związane z wiekiem mają tylko niewielki wpływ i że brak równowagi jest w dużej mierze wynikiem patologii.

Zespoły zaburzeń równowagi rozpoznaje się dzięki uważnej analizie wstawania, przyjmowania pozycji stojącej, obrotów wokół własnej osi oraz reakcji na czynniki zaburzające równowagę.

Wyróżnia się cztery główne zespoły mogące mieć wpływ na zaburzenia równowagi:

- dysmetria czyli brak koordynacji ruchów związany z zaburzeniami mózdku lub nerwów przewodzących informacje czuciowe z proprioceptorów;
- bradykinezja, określana jako spowolnienie ruchowe, które są przyczyną opóźnionych reakcji postawy;
- deprivacja sensoryczna wywołana dysfunkcjami przedsionka lub utrata propriocepcji z powodu neuropatii obwodowej;
- apraksja ruchowa, czyli centralna dezorganizacja wyuczonych wzorców motorycznych m.in.: stania i chodzenia, głównie z powodu dysfunkcji płata czołowego (Nutt, 2001).

Zdolność do odzyskiwania równowagi wymaga zwiększonej uwagi nawet w przypadku zdrowych osób starszych w porównaniu z młodymi dorosłymi. Osoby starsze wykazują mniejszą zdolność do przenoszenia środka ciężkości i podejmowania szybkich reakcji na nagle zmieniające się czynniki otoczenia. Także zdolność do podejmowania wielu zadań jednocześnie obniża się w wyniku starzenia i upośledzenia funkcji poznawczych, a objawem może być trudność w jednoczesnym przemieszczaniu się i rozmowie. Zaobserwowano, że pacjenci z demencją mają tendencję do zatrzymywania się podczas rozmowy; naturalnie trudności rosną gdy zadania stają się bardziej złożone, ale zarówno młodzi, jak i osoby starsze przedkładają chód nad drugorzędnymi zadaniami poznawczymi (Bloem *i wsp.*, 2001).

1.4. Zagrożenia wynikające z zaburzenia stabilności postawy

Naturalnymi konsekwencjami osłabienia kontroli stabilności postawy u osób starszych jest, wspomniane już, spowolnienie wykonywania dowolnych ruchów, a w przypadku przekroczenia granicy stabilności, dużo poważniejsze w swych skutkach, upadki.

1.4.1. Upadki

Upadek został zdefiniowany jako „niespodziewane zdarzenie w wyniku którego pacjent spoczywa na ziemi, podłodze lub niższym poziomie” (Lamb *i wsp.*, 2005). Przyczyn upadków należy dopatrywać się w złożonych interakcjach pomiędzy czynnikami wewnętrznymi (stan zdrowia; upośledzenie wzroku i słuchu; zmiany zachodzące pod wpływem starzenia się w odruchach nerwowo-mięśniowych, chodzie i równowadze) i zewnętrznymi (leki; nieprawidłowe wykorzystanie urządzeń wspomagających; zagrożenia środowiskowe), niezwykle rzadko upadki wywołane są przez pojedynczy czynnik. Wiele badań wskazuje na powiązanie wielu czynników ryzyka z upadkami, głównie wiek, zaburzenia poznawcze, płeć (kobieta), upadki notowane w przeszłości, osłabienie kończyn dolnych, problemy z chodem, zaburzenia w obrębie stóp, problemy z równowagą, obniżenie poziomu witaminy D, zmiany zwyrodnieniowe, choroba Parkinsona, stosowanie leków psychotropowych, lub użycie co najmniej czterech leków na receptę. Naturalnym jest, że wraz z pojawieniem się powyższych czynników, wzrasta ryzyko upadku.

Do samego upadku, może dojść z kilku przyczyn:

Wypadek – najczęściej wymienianymi przyczynami upadku są poślizgnięcie się lub potknięcie. Ale do wypadku może dojść także w wyniku postawienia stopy w niewłaściwym miejscu, utraty równowagi, także w wyniku popchnięcia przez kogoś.

Omdlenie – upadki w wyniku utraty świadomości mogą przyjmować formę zarówno omdlenia neurokardiogennego, jak i padaczki. Pierwsze z nich może zostać spowodowane przez niedociśnienie ortostatyczne, omdlenie wazowagalne, nadwrażliwość zatoki szyjnej, arytmie, lub zwężenie zastawki aortalnej.

Napad atoniczny – nagły upadek bez utraty świadomości, zwykle bez ostrzeżenia, z niemal natychmiastowym powrotem sprawności; jako częste przyczyny tego typu zaburzeń wymienia się niedociśnienie ortostatyczne, ucisk rdzenia kręgowego w odcinku szyjnym kręgosłupa, katapleksje, choroba Meniera, zaburzenia oceny postawy.

Zawroty głowy – określane jako uczucie niestabilności, będące zaburzeniem wieloczynnikowym, może być wywołane przez uszkodzenie układu przedsionkowego, niedociśnienie ortostatyczne, choroba naczyniowo-mózgowa, lub naczyniowo-sercowa, osłabienie wzroku, zaburzenia przewodnictwa impulsów z mechanoreceptorów. Zawroty

głowy mogą także przyjmować formę „wirowania” całego otoczenia, są to jednak niezbyt częste przyczyny upadków.

Niedociśnienie ortostatyczne – określa się w ten sposób spadek ciśnienia skurczowego o co najmniej 20 mmHg lub o 10 mmHg rozkurczowego, podczas zmiany pozycji z leżącej na stojącą. W wyniku takiej zmiany ciśnienia może dojść do chwilowej utraty równowagi lub wręcz do utraty świadomości i upadku.

1.4.2. Konsekwencje upadku

Konsekwencje upadków mogą obejmować zarówno nieznaczne urazy tkanek miękkich, mogą doprowadzić do powstania niepełnosprawności, a w skrajnych przypadkach mogą doprowadzić do śmierci. Problem upadków jest dosyć poważnym, ponieważ dotyczy około 22% 60-70 latków i ponad 33% 80-latków. Tylko 5% upadków wśród osób starszych kończy się złamaniem kończyny, jednak 87% złamań w tej grupie pacjentów jest następstwem upadku. Ze względu na mechanizm obronny wykorzystujący podczas upadku kończyny górne do ochrony górnych partii ciała, u kobiet 1/2, a u mężczyzn 1/3 urazów w wyniku upadku dotyczy złamań kończyn górnych, natomiast urazy bioder stanowią odpowiednio 18% i 24%. Śmiertelność w wyniku upadku wśród osób starszych jest 7-krotnie wyższa, niż w przypadku osób młodych (Błaszczuk i Czerwosz, 2005). Naturalnie nie wszystkie incydenty kończą się poważnymi urazami czy śmiercią, jednak w wielu wypadkach obawa przed kolejną utratą stabilności jest tak duża, że stany lękowe, jakie wywołuje, ograniczają aktywność ruchową, a tym samym osłabiają postawę ciała i jego stabilność.

1.5. Ocena stabilności posturalnej

Ocena stabilności posturalnej ma niebagatelne znaczenie dla oceny ryzyka upadków i ich ewentualnych konsekwencji. Umiejętność zachowania ciała w równowadze w niemal każdej sytuacji wiąże się ze zdolnością zapobiegania upadkom, a to z kolei warunkuje bezpieczeństwo i chroni przed niepożądanymi konsekwencjami takich zdarzeń. Jednak sam proces utrzymania równowagi ciała zależy od bardzo wielu czynników zarówno wewnętrznych

ciała, jak i zewnętrznych, a to sprawia, że zbadanie i próba przewidzenia ewentualnego upadku jest trudna. Z tego powodu powstało wiele narzędzi oceniających zdolność utrzymania równowagi lub wykonywania konkretnych zadań funkcjonalnych, które mają określać poziom ryzyka utraty stabilności i upadku.

1.5. Testy Funkcjonalne

Testy funkcjonalne stanowią najprostszą formę oceny stabilności posturalnej, ponieważ nie wymagają użycia skomplikowanego sprzętu. Także czynności wykonywane przez osoby testowane są jasne i łatwe do wykonania, a jednocześnie badający ma możliwość zapewnić pełną kontrolę nad bezpieczeństwem badania.

1.5.1. Timed Up and Go Test

Test wstań i idź jest jednym z najprostszych testów klinicznych do oceny równowagi i chodu. Wykorzystuje jedynie stoper oraz krzesło o standardowej wysokości wyposażone w oparcie pleców i przedramion. Badany zaczyna siedząc na krześle, na komendę „START” wstaje z krzesła i jak najszybciej maszeruje w kierunku oddalonej o 3 metry linii, przekracza ją, zawraca i ponownie siada na krześle. Ocenie podlega czas, w jakim wykonane zostało zadanie. Zdrowe osoby starsze potrzebują 10 sekund na wykonanie, tego zadania, przekroczenie 14 sekund wiąże się z wystąpieniem dużego ryzyka upadku (Shumway-Cook *i wsp.*, 2000). Czułość i swoistość tego testu określono na poziomie 87%.

1.5.2. Tinetti Balance Scale

Skala oceny równowagi Tinetti opiera się na obserwacji 24 parametrów (14 parametrów dotyczących równowagi i 10 parametrów dotyczących chodu), za każdy z nich przyznając punkty od 0 do 2, dając łącznie wynik 40 punktów. W skład pierwszej części, testującej równowagę wchodzi między innymi próby: równowaga podczas siedzenia i stania, sposób wstawania z krzesła, sposób siadania na krześle, reakcja na pchnięcie przez mostek przez badającego, stanie z oczami zamkniętymi czy obracanie się o 360°. W drugiej części,

testującej chód sprawdza się między innymi: sposób zapoczątkowania chodu, długość i wysokość kroku, symetrię i ciągłość kroków, utrzymanie ścieżki chodu, zachowanie się tułowia. Wynik na poziomie 36 punktów uznaje się za granicę, poniżej której występuje wysokie ryzyko upadków, z czułością na poziomie 70% i swoistością 52% (Raïche *i wsp.*, 2000).

1.5.3. Berg Balance Score

Skala równowagi Berga opiera się na 14 zadaniach wykonywanych przez badaną osobę, ocenianych w skali 0-4 punktów. Wśród zadań można znaleźć proste czynności, jak przesiadanie się, wstawanie z pozycji siedzącej, stanie bez podparcia, ale także złożone czynności, jak obroty o 360°, stanie ze stopami w tandemie (stopy w jednej linii dotykając palcami stopy zakrocznej do piąty stopy wykrocznej) czy stanie na jednej nodze. Wykonując wszystkie zadania poprawnie maksymalnie można uzyskać 56 punktów. Uznano, że wyniki powyżej 45 punktów wskazują na niskie prawdopodobieństwo upadku ze swoistością na poziomie 90% (Shumway-Cook *i wsp.*, 1997).

1.5.4. Sit to Stand Test

Test STS polega na pięciokrotnym powtórzeniu ruchu wstawania z pozycji siedzącej do pozycji stojącej. Ocenie podlega czas potrzebny od komendy start do przyjęcia po raz piąty pozycji stojącej. Z przeprowadzonych badań wynika, że wykonanie zadania w czasie ≥ 15 sekund wskazuje na ryzyko powtarzających się upadków (czułość 55%, swoistość 65%) (Buatois *i wsp.*, 2008).

1.6. Posturografia

Badanie posturograficzne opiera się na analizie przemieszczenia środka nacisku stóp (COP – ang. center of pressure) przez platformę posturograficzną, co uznawane jest za rzut środka ciężkości ciała na płaszczyznę podporu. Platforma wyposażona w czujniki tensometryczne mierzy przemieszczenia COP w płaszczyźnie strzałkowej X i czołowej Y, dzięki czemu możliwa jest obserwacja dynamicznie zmieniającego się punktu w jednostce czasu.

Wynik tego badania przyjmuje formę statokinezyjogramu, czyli dokładnego odwzorowania ścieżki przemieszczającego się punktu po podłożu. Najczęściej brany pod uwagę parametrami podczas badania stabilności posturalnej są: długość statokinezyjogramu, wielkość pola powierzchni statokinezyjogramu, stosunek długości statokinezyjogramu do jego pola powierzchni oraz średnia prędkość przemieszczenia się COP w płaszczyznach strzałkowej i czołowej. Możliwe jest także przeprowadzenie próby Romberga, podczas której badany wykonuje próby z oczami otwartymi i zamkniętymi, a wynikiem jest porównanie wszystkich powyższych parametrów w obu sytuacjach.

1.7. Analiza ruchu 3D

Systemy przechwytywania ruchu takie jak Vicon czy BTS Engineering pozwalają obserwować a następnie analizować wszystkie parametry związane z tym ruchem. Model ich działania opiera się na zasadzie stereofotogrametrii, czyli obserwacji markera (zwykle biernie odbijającego światło podczerwone) przez co najmniej dwie kamery, które są skalibrowane tak, aby możliwe było odwzorowanie tego punktu w wirtualnej trójwymiarowej przestrzeni. Markery takie umieszcza się na poszczególnych częściach ciała, dzięki czemu możliwa jest obserwacja tych elementów, a następnie analiza ich ruchu. Ponadto znając wymiary i wagę oklejonych elementów, możliwa jest także analiza sił związanych z ich ruchem, a platformy wbudowane w podłoże pozwalają na rejestrowanie sił reakcji podłoża podczas całego badania.

2. ROLA AKTYWNOŚCI FIZYCZNEJ W SPOWALNIANIU PROCESU STARZENIA

Starzenie jako proces wpływający na wszystkie elementy ludzkiego ciała, podlega także wielu czynnikom go modyfikującym. Tym samym obserwuje się zależność tego procesu nie tylko od cech genetycznych, występowania lub nie chorób przewlekłych czy wyjściowego poziomu sprawności fizycznej, czyli elementów na które w danym etapie życia nie mamy już zbyt dużego wpływu. Coraz mocniejszy nacisk kładzie się na elementy, które można zmodyfikować, m.in.: szeroko rozumiany styl życia, sposób żywienia, czy aktualny poziom sprawności fizycznej. Każdy z tych elementów może niezależnie wpływać na długość i jakość życia. Uznaje się jednak, że poziom aktywności fizycznej jest jednym z głównych modyfikowalnych czynników ryzyka, który może realnie wpłynąć na cały proces starzenia, ponieważ może zapobiegać powstawaniu poważnych chorób, szczególnie w obrębie układów sercowo-naczyniowego, oddechowego i układu ruchu. Wiele badań naukowych potwierdziło wysoką skuteczność regularnej aktywności fizycznej w prewencji chorób serca i układu krążenia, upadków i wynikających z nich kontuzji, osteoporozy, otyłości czy cukrzycy (typu II) (Hu *i wsp.*, 2001; Warburton *i wsp.*, 2006).

Szczególnie ważny wpływ aktywności fizycznej obserwuje się w kontekście zachowania funkcjonalnej sprawności niezależności w życiu codziennym, co ma bezpośrednie przełożenie na wyższe poczucie jakości życia (ang. quality of life). Jest to szczególnie istotne, ponieważ obecnie ważna jest nie tylko długość życia, ale równie istotna staje się jego jakość w okresie późnej starości, a ta może tylko zyskiwać, gdy dana osoba może pozwolić sobie na choćby podstawową niezależność w codziennych czynnościach. W przypadku osób starszych, aktywnych fizycznie, obserwuje się wyraźnie proces optymalnego starzenia się, przez co osoby te są aktywne w życiu codziennym, sprawne umysłowo, chętnie biorą udział w życiu towarzyskim i społecznym, nie mają większych ograniczeń w codziennych czynnościach.

Na drugim biegunie znajdują się osoby, prowadzące głównie siedzący tryb życia, u których obserwuje się starzenie o charakterze patologicznym (tzw. starzenie chorobowe), a które może objawiać się zwiększoną podatnością na choroby. Najczęściej wymienianymi konsekwencjami zmniejszonej aktywności fizycznej są problemy związane ze zmniejszeniem wydolności organizmu, przybieraniem na wadze będącym konsekwencją obniżenia przemiany materii i pogorszeniem się funkcji metabolicznych, zapaleniem kości i stawów, chorobą

sercowo-naczyniową, osteoporozą, sarkopenią, obniżeniem odporności organizmu, czy depresją.

Zmiany w sposobie przemieszczania się sprawiły, że zamiast korzystać ze schodów, czy poruszać się pieszo lub na rowerze, coraz częściej osoby starsze korzystają z wind, samochodów, czy transportu zbiorowego, a wolny czas, zamiast na spacerach i bezpośrednich spotkaniach ze znajomymi, spędzają przed telewizorem lub komputerem. Takie postępowanie sprawia, że nawet podstawowy zasób ruchu ograniczany jest do minimum, a konsekwencją tego są pogarszające się parametry wydolności i sprawności organizmu, a tym samym dochodzi do znacznego pogorszenia satysfakcji z życia. Okazuje się także, że bardzo dużym ograniczeniem w podejmowaniu aktywności fizycznej są brak wiedzy na temat potrzeb i korzyści płynących z ruchu, brak pewności siebie, brak czasu, warunki pogodowe oraz brak wiedzy na temat bezpiecznego udziału w ćwiczeniach przy pojawieniu się niepełnosprawności (Salmon *i wsp.*, 2003).

2.1. Aktywność fizyczna

Aktywność fizyczna definiowana jest przez Grupę Roboczą UE „Sport i Zdrowie” jako „dowolna forma ruchu ciała, spowodowana skurczami mięśni, podczas której wydatek energii przekracza poziomy energii spoczynkowej” (Grupa Robocza UE „Sport i Zdrowie”, 2008). Definicja ta, jest bardzo rozległa, dzięki czemu łatwo jest przypisać do niej praktycznie każdą czynność wykonywaną podczas codziennych zajęć, włączając w to pracę zawodową, aktywność rekreacyjną i sportową, czy też aktywność związaną z transportem. Naturalnie, nie każda forma aktywności fizycznej przynosi korzyści dla zdrowia człowieka, co więcej, niektóre jej formy mogą wpływać wręcz niekorzystnie. Oba przypadki neutralnego i niekorzystnego wpływu aktywności fizycznej na zdrowie, związane są bezpośrednio z nieprawidłową interpretacją pojęć oraz nieumiejętnym doбором parametrów charakteryzujących taką aktywność. Aby uniknąć nieporozumień i wynikających z nich błędów w aplikowaniu form wysiłku fizycznego, WHO sprecyzowało związane z tym pojęcia, zgodnie z którymi można wyróżnić:

- aktywność fizyczna – dowolna aktywność angażująca skurcz dużej grupy mięśniowej, podczas którego zużywana jest energia;

- ćwiczenia – jest to zaplanowana i zorganizowana forma powtarzalnej aktywności fizycznej, której celem jest poprawa lub utrzymanie sprawności fizycznej człowieka. Ćwiczenia mogą zostać ujęte w zorganizowane formy, do których zaliczamy
 - Trening wytrzymałościowy - charakteryzuje się głównie wysiłkiem tlenowym, dzięki temu głównym celem oddziaływania jest układ krążeniowo-oddechowy, ale może także przyjmować formę odpowiednią do oddziaływania na siłę i moc mięśni, skład ciała, czy równowagę;
 - Trening oporowy – ćwiczenia nastawione na zwiększenie siły i mocy układu mięśniowego, wymagające powtarzającego się treningu siłowego.

2.2. Trening zdrowotny

Najkorzystniejszą formą aktywności fizycznej wydaje się być opisany przez Kuńskiego (2002) *trening zdrowotny*, czyli: *świadomie kierowany proces polegający na celowym wykorzystaniu ściśle określonych ćwiczeń fizycznych dla uzyskania efektów fizycznych i psychicznych, przeciwdziałających obniżaniu się zdolności przystosowawczych organizmu do wysiłku*. Takie postępowanie ma za zadanie nie tylko utrzymać lub wręcz podnieść zdolności adaptacyjne organizmu do wysiłku, ale także ma zapobiegać, lub spowalniać rozwój wielu chorób cywilizacyjnych. Intensywność treningu powinna zapewnić osiągnięcie założonego celu zdrowotnego, ale uwzględnić należy także tolerancję organizmu na aplikowane obciążenie, aby uniknąć negatywnych, a nawet niebezpiecznych skutków w postaci przetrenowania czy kontuzji.

2.3. Dobór rodzaju oraz intensywności wysiłku fizycznego

Obecnie najczęściej stosowanymi zaleceniami podczas programowania treningu zdrowotnego są wytyczne przygotowane przez „American College of Sports Medicine” i „American Heart Association” (Haskell i wsp., 2007), które zostały także zaaprobowane i są

rekomendowane przez Światową Organizację Zdrowia (WHO).

Wytyczne te określają sposób aplikowania wysiłku fizycznego, aby wynikiem były korzystne zmiany organizmu minimalizujące patologiczne zmiany związane z procesem starzenia się oraz wspomagające prewencję przewlekłych chorób:

1. Aktywność fizyczna o umiarkowanej intensywności (3-6 MET) powinna być wykonywana co najmniej pięć razy w tygodniu i trwać jednorazowo minimum 30 min;
2. Intensywna aktywność fizyczna (>6 MET) może stanowić zamiennik umiarkowanej aktywności fizycznej, w takim wypadku stosuje się dawkowanie 20min, przez trzy dni w tygodniu;
3. Możliwe jest łączenie w planie tygodniowym umiarkowanej i intensywnej aktywności fizycznej, w taki sposób, aby minimalny cel mieścił się pomiędzy $450 - 750 \frac{MET \cdot min}{tydzień}$
4. Dozwolone jest łączenie krótkich wysiłków wykonywanych w ciągu dnia, aby osiągnąć dzienny 30-minutowy cel, jednakże odcinki te nie powinny być krótsze niż 10-minutowe;
5. Oprócz wysiłku aerobowego o różnej intensywności, zaleca się także wykonywanie 8-10 ćwiczeń zwiększających siłę i wytrzymałość głównych grup mięśniowych w dwa lub trzy nienastępujące po sobie dni w tygodniu; obciążenie należy dobrać tak, żeby osiągnąć znaczne zmęczenie już po 8-12 powtórzeniach każdego ćwiczenia;
6. Zalecenia podane powyżej dotyczą czynności wykonywanych poza codzienną rutyną, nie zalicza się do nich codziennych czynności samoobsługi czy pracy zawodowej; jednak niektóre sytuacje jak na przykład energiczny marsz do pracy/sklepu, intensywna fizyczna praca w ogrodzie, łupanie drewna do kominka, jeżeli trwają co najmniej 10 minut, mogą być wliczane do codziennej porcji aktywności fizycznej;
7. Wzmiankowane zalecenia stanowią minimum przynoszące korzyści, w związku z tym każde zwiększenie aktywności ponad te zalecenia, przyniesie większe korzyści;
8. Treningi powinny obejmować zarówno wysiłek aerobowy (tzw. Cardio), jak i oporowy (wzmacniający siłę mięśniową);

Oprócz aktywności aerobowej, w treningu zdrowotnym osób starszych bardzo ważną rolę pełnią także ćwiczenia wzmacniające, zwiększające siłę i wytrzymałość mięśniową. Po pięćdziesiątym roku życia następuje utrata siły mięśniowej na poziomie 5-10% na rok, a to

wiąże się z obniżaniem mocy mięśni, wzrostem sztywności stawów, spadkiem wytrzymałości torebek stawowych oraz zwiększeniem się ryzyka wystąpienia urazów i upadków.

Systematycznie wykonywane ćwiczenia oporowe, dużych grup mięśniowych działających zarówno jedno- jak i wielostawowo, zwiększają siłę i moc mięśni. Co prawda, nie jest to w stanie zatrzymać procesu obniżania się tych parametrów z wiekiem, ale spowalnia go, dzięki czemu obserwuje się poprawę jakości chodu, wchodzenia po schodach, reakcji na zaburzenia równowagi, tym samym obserwując mniejsze ryzyko upadków (Chodźko-Zajko *i wsp.*, 2009a). Dodatkowo, osiowe obciążenie układu kostnego, jakie pojawia się podczas ćwiczeń siłowych, hamuje utratę gęstości kości, dzięki czemu przeciwdziała powstawaniu osteoporozy.

Obszerna analiza literatury przeprowadzona przez Ratamessa *i wsp.* (2009) na temat treningu siłowego zaowocowało powstaniem zaleceń i konkretnych modeli treningu siłowego, w tym treningu dla osób starszych.

Aby uzyskać poprawę siły oraz hipertrofię tkanki mięśniowej zaleca się wykorzystanie ćwiczeń jedno- lub wielostawowych z wolnymi ciężarami lub urządzeniami, przebiegającymi w wolnym lub umiarkowanym tempie.

- Obciążenie powinno wynosić 60-80% maksymalnego obciążenia,
- liczba powtórzeń w serii: 8-12,
- liczba serii: 1-3,
- przerwa pomiędzy seriami: 1-3 min.

Zaleca się, aby wykonywać taki trening 2-3 razy w tygodniu, pozostawiając co najmniej jeden dzień przerwy pomiędzy treningami.

2.4. Określanie intensywności wysiłku fizycznego dla celów zdrowotnych

Do określenia ogólnego wydatku energetycznego podczas każdej aerobowej aktywności fizycznej, używa się obecnie najczęściej ekwiwalentu metabolicznego (MET) (Ainsworth *i wsp.*, 2000). Jest to jednostka określająca, ile energii zużywa organizm podczas spokojnego siedzenia:

$$1MET = 1 \frac{kcal}{kg \cdot h} = 3,5 \frac{ml O_2}{kg \cdot min}$$

Każda czynność podnosząca zużycie energii może zostać odniesiona do przemian zachodzących w spoczynku, dzięki czemu można w przejrzysty sposób określić indywidualne tempo tychże przemian. I tak, 1 MET odpowiada zużyciu energii podczas siedzenia w spoczynku, ale marsz po płaskiej powierzchni z prędkością 4,8 km/h odpowiada już 3,3 MET, natomiast bieg z prędkością 8 km/h odpowiada 8 MET, co oznacza, że wiąże się z ośmiokrotnie wyższym zużyciem kalorii, niż podczas siedzenia. Światowa Organizacja Zdrowia opracowała spis czynności przyporządkowując je do konkretnej grupy intensywności:

1. Umiarkowana aktywność fizyczna (około 3 – 6 MET) – wymaga umiarkowanego wysiłku; wiąże się z zauważalnym wzrostem liczby uderzeń serca;
2. Intensywna aktywność fizyczna (wysiłek powyżej 6 MET) – wymagająca dużego nakładu wysiłku fizycznego; wiąże się z przyspieszeniem oddechu oraz znacznym wzrostem liczby uderzeń serca

Tabela 1 Ekwiwalenty MET aktywności fizycznych (Ainswoth, i wsp.. 2000)

Lekka < 3 MET	Umiarkowana 3 – 6 MET	Intensywna > 6 MET
Spokojny spacer (2 MET)	Chodzenie 4,8 km/h (3,3 MET)	Bardzo szybki marsz 7 km/h (6,3 MET)
Praca przy komputerze (1,5 MET)	Sprzątanie: zmywanie podłóg, odkurzenie, mycie okien (3 – 3,5 MET)	Jogging 9,5 km/h (10 MET)
Ścielenie łóżka, prasowanie, zmywanie (2 – 2,5 MET)	Łowienie ryb brodząc (4 MET)	Bieganie 11,5 km/h (11,5 MET)
Gra w bilard, rzutki, krokiet (2,5 MET)	Gra w golfa (4,3 MET)	Noszenie ciężkich przedmiotów >20 kg (7,5 MET)
Łowienie ryb siedząc (2,5 MET)	Gra w badmintona, rzuty do kosza piłką (4,5 MET)	Gra w koszykówkę (8 MET)
Gra na instrumentach muzycznych (2 – 2,5 MET)	Pływanie rekreacyjne (6 MET)	Jazda na rowerze (8 MET)
	Jazda na rowerze 19 km/h (6 MET)	Gra w tenisa (8 MET)
		Kopanie rowów (8,5 MET)

W tabeli 1. przedstawiono przykładowe czynności przyporządkowane do odpowiedniej grupy intensywności.

Zgodnie z zaleceniami ACSM oraz AHA, możliwe jest kumulowanie wydatków energetycznych na aktywność fizyczną o różnej intensywności podczas całego tygodnia. Warunkiem koniecznym jest „zebranie” minimum $450 - 750 \frac{MET \cdot min}{tydzień}$. Oznacza to, że maszerując szybkim tempem (3,3 MET) przez 30 min „uzbieramy” 99 MET · min (3,3 MET · 30 min = 99 MET·min), tym samym przy zaleceniach, aby dana osoba np.: chodziła spokojnym tempem 30 min dziennie przez 3 dni w tygodniu i jeździła na rowerze z prędkością 19 km/h przez 20 min w dwa pozostałe dni tygodnia, skumuluje ona 537 MET·min (3 x 99 MET·min + 2 x 120 MET·min = $537 \frac{MET \cdot min}{tydzień}$).

Powyższy wskaźnik określa tak zwaną intensywność bezwzględną wysiłku fizycznego, dokładnie określającą ilość wykonanej pracy. Z kolei względna intensywność wysiłku fizycznego opisuje subiektywne odczucie poziomu wysiłku, który zależny jest od indywidualnych możliwości podejmowania aktywności fizycznej. Względna intensywność wysiłku fizycznego może być opisana za pomocą VO_{2MAX} , progu mleczanowego, maksymalnej częstości skurczów serca, czy skalą postrzegania zmęczenia Borga.

Najbardziej subiektywnym sposobem oceny aerobowego wysiłku fizycznego jest skala Borga (Borg, 1998) przedstawiona w tabeli 2. Ćwicząca osoba określa stan swojego zmęczenia obserwując zmiany zachodzące w swoim ciele: ciepłota, pocenie się, częstość oddechu i rytm serca, i nadaje swojemu zmęczeniu wartość liczbową zawartą pomiędzy 6 -20, gdzie 6 oznacza, że wykonywana czynność nie wiąże się z praktycznie żadnym wysiłkiem, a 20 to wysiłek maksymalny. Zgodnie z zaleceniami, początkujący powinni utrzymywać wysiłek na poziomie pomiędzy 9-11, a zdrowe i doświadczone osoby starsze podczas ćwiczeń powinny utrzymywać wysiłek na poziomie nie przekraczającym wartości 13-14. Znacznym ułatwieniem w początkowym okresie postępowania się tą skalą może być jednoczesne monitorowanie innych wskaźników wysiłku fizycznego, jak np.: wartość tętna, czy VO_{2MAX} , tym samym wykorzystanie skali stanie dokładniejsze i bardziej wiarygodne.

Tabela 2 Skala subiektywnej oceny wysiłku aerobowego Borga (Borg, 1998)

Skala intensywności	Poziom odczuwanego wysiłku
6	Brak wysiłku
7	Ekstremalnie lekki
8	
9	Bardzo lekki
10	Lekki
11	
12	
13	Nieco ciężki
14	Ciężki
15	
16	
17	Bardzo ciężki
18	
19	Ekstremalnie ciężki
20	Maksymalny wysiłek

Innym sposobem oceny względnej intensywności wysiłku aerobowego jest pomiar częstości skurczów serca (HR). Jest to metoda obiektywna, a dzięki rozwojowi technologii jednocześnie łatwa i wygodna w zastosowaniu podczas ćwiczeń. Opiera się na określeniu stref tętna w jakich dana osoba powinna ćwiczyć, aby osiągnąć najlepsze efekty. Strefy te ustalane są w stosunku do wartości maksymalnego tętna, które określa się dla każdej osoby indywidualnie, zgodnie ze wzorem Tanaki i wsp. (2001):

$$HR_{MAX} = 208 - 0,7 \cdot \text{wiek w latach}$$

Zgodnie z zaleceniami umiarkowana intensywność wysiłku fizycznego mieści się w przedziale 50-70% HR_{MAX} , a ciężki wysiłek zawiera się w przedziale 70-85% HR_{MAX} .

Karvonen (1988) zaproponował modyfikację powyższego sposobu doboru intensywności wysiłku fizycznego na taką, która oprócz wieku, uwzględnia także poziom

aktualnej wydolności fizycznej. Jego metoda polega na wyznaczeniu rezerwy tętna (Heart Rate Reserve – HRR), czyli różnicy pomiędzy wartością maksymalnego i spoczynkowego tętna, a następnie na dobraniu odpowiedniego

Pomiaru częstości skurczów serca można dokonać na wiele sposobów np.: stosując lekki ucisk prawej tętnicy promieniowej w linii nadgarstka i licząc uderzenia w określonym czasie (10s), lub wykorzystując urządzenia mierzące bardzo precyzyjnie pracę serca, np. pulsoksymetry wbudowane w sprzęt treningowy, lub zegarki czy elektroniczne opaski monitorujące aktywność fizyczną, które to urządzenia dają bardzo dokładny wynik pomiaru.

2.5. Dobór form aktywności fizycznej dla celów zdrowotnych

Z powyższych zaleceń wynika, że aktywność fizyczna osób starszych powinna opierać się w głównej mierze na ćwiczeniach wytrzymałościowych, oddziałujących na układy krążenia i oddechowy, podnosząc ich zdolność adaptacji do wysiłku fizycznego, ale także hamując procesy związane z ich starzeniem. W dalszej kolejności, kładzie się nacisk na ćwiczenia wzmacniające siłę i moc układu mięśniowego i kostno-stawowego, a także wszelką aktywność, poprawiającą elastyczność tych układów. Kolejnym równie istotnym, co poprzednie elementy, jest zdolność do zapobiegania upadkom, którą osiąga się dzięki systematycznej pracy nad poprawą kontroli sensomotorycznej, stosując ćwiczenia równoważne i koordynacyjne.

Jednak tak sformułowane zalecenia, mogą zadziałać deprymująco na osoby starsze, wywołując błędne przekonanie, że udział w aktywności fizycznej wymaga od nich: dobrego zdrowia i wysokiej sprawności fizycznej, skomplikowanego i drogiego sprzętu oraz ubrań, bardzo dużego nakładu czasu i środków finansowych. Z tego wynika potrzeba ciągłego budowania świadomości osób w każdym wieku, czym tak naprawdę jest aktywność fizyczna i jakie działania służą zdrowiu, a jakie prowadzą do niekorzystnych zmian w organizmie. Ze względu na niejednorodność grupy wiekowej osób starszych pod kątem sprawności i wydolności fizycznej, niezbędny jest indywidualny dobór form aktywności. Osoby prowadzące od wielu lat przeważnie siedzący tryb życia zwiększają szanse na pojawienie się u nich starzenia się patologicznego, jednak próba przekonania takiej osoby do udziału w intensywnych treningach i ćwiczeniach fizycznych, może okazać się nieskuteczna, właśnie ze względu na obawę o zdrowie i bezpieczeństwo. Osoby takie powinny zacząć od wprowadzenia niewielkich zmian w codziennych nawykach – wysiadanie przystanek wcześniej

z autobusu czy windy, samodzielne dbanie o higienę, przygotowywanie posiłków, praca w ogrodzie, ograniczanie korzystania z urządzeń na rzecz samodzielnego działania, po to, aby osiągnąć zdrowotne korzyści. To właśnie samodzielnie wykonywane czynności dnia codziennego stanowią podstawę piramidy zalecanej aktywności fizycznej. Jednocześnie kieruje postrzeganie przez osoby starsze wszelkich czynności ruchowych jako aktywności fizycznej w pierwszej kolejności ukierunkowanej na zdrowie (ang. health related fitness). Dopiero, gdy indywidualne możliwości na to pozwolą, można wprowadzić także aktywność fizyczną w czasie wolnym, opierającą się na usystematyzowanych ćwiczeniach fizycznych, zarówno indywidualnych jak i grupowych (McPhee *i wsp.*, 2016).

Najczęściej zalecanymi rodzajami ćwiczeń aerobowych dla osób starszych są: spacer i marsze, marsze z kijami Nordic Walking, taniec, jazda na rowerze stacjonarnym i zwykłym, spokojne ćwiczenia opierające się na elementach jogi czy tai-chi (Taylor *i wsp.*, 2004). Szczególnie pierwszy z wymienionych elementów, czyli marsze cieszy się największym zainteresowaniem wśród osób w starszym wieku. Jest to najbardziej naturalna i najlepiej znana forma przemieszczania się, angażująca do działania duże grupy mięśniowe praktycznie całego tułowia i kończyn dolnych, ale także wymuszająca pracę układów koordynacji i kontroli utrzymania równowagi. Chód, nawet najbardziej dynamiczny, wiąże się z niewielkim ryzykiem wystąpienia przeciążeń czy kontuzji. Jest to także forma aktywnego spędzania czasu, która nie wymaga niemal żadnych nakładów finansowych, wystarczą wygodne buty, a którą można prowadzić w każdym miejscu i o każdej porze. Najważniejszymi korzyściami zdrowotnymi wynikającymi z chodzenia, jako formy ćwiczeń fizycznych są : prewencja wielu chorób (w tym głównie układu krążenia i oddechowego), poprawa czynników psychologicznych i społecznych, wzrost wydolności funkcjonalnej; z kolei do korzyści obserwowanych w umiarkowanym stopniu należą: korzystny wpływ na gęstość kości, zmniejszenie ryzyka upadków (Jones i Rose, 2005). Znaczące efekty treningowe obserwowane w tym samym przypadku to: poprawa submaksymalnego VO_{2MAX} , redukcja zmęczenia podczas treningu wytrzymałościowego, a także poprawa kontroli postawy ciała oraz świadomości jego ułożenia przestrzennego, a tym samym poprawa równowagi i koordynacji.

2.6. Korzyści wynikające z podjęcia treningu ukierunkowanego na zdrowie

W stanowisku stworzonym dla American College of Sports Medicine Chodźko-Zajko ze współpracownikami (2009b) dokonali szczegółowego przeglądu zagadnień kluczowych dla zrozumienia znaczenia aktywności fizycznej osób starszych. W pierwszej kolejności autorzy powyższej publikacji skupili się na sportowcach w wieku starszym uprawiających ćwiczenia aerobowe, którzy w porównaniu do rówieśników spędzających większość czasu siedząc, wykazywali szereg fizjologicznych i zdrowotnych korzyści. Obejmowały one między innymi: 1) korzystniejszy profil składu ciała obejmujący zmniejszone całkowite i brzuszne otłuszczenie, większą względną masę mięśniową w obrębie kończyn, wyższą gęstość mineralną kości w obciążonych miejscach; 2) lepiej utlenowane i odporne na zmęczenie mięśnie kończyn; 3) większą zdolność do transportu i wykorzystania tlenu; 4) większą objętość wyrzutową serca podczas maksymalnych wysiłków oraz korzystniejszy wzorzec wypełnienia lewej komory serca (lepszy stosunek fali wczesnego do późnego napływu – wskaźnik E/A); 5) zmniejszone obciążenie sercowo-naczyniowe i metaboliczne podczas ćwiczeń o submaksymalnej intensywności; 6) znacznie lepszy profil ryzyka wieńcowego (niższe ciśnienie krwi, zwiększona zmienność rytmu zatokowego, lepsza reaktywność śródbłonna, niższe ogólnoustrojowe markery stanu zapalnego, lepsza wrażliwość na insulinę i homeostaza glukozy, niższe triglicerydy, LDL i cholesterol całkowity, wyższy HDL i mniejsza obwód w talii); 7) szybsze przewodzenie nerwowe; 8) spowolniony rozwój niepełnosprawności w wieku starszym. Z kolei starsi sportowcy uprawiający dyscypliny siłowe charakteryzują się większą masą mięśniową, szczuplejszą sylwetką i około 30%-50% większą siłą niż ich „siedzący” rówieśnicy.

W tej samej pozycji omówiono wpływ wysiłku na osoby starsze, które przed przystąpieniem do treningów wiodły siedzący tryb życia. U takich osób podejmujących aktywność aerobową (zgodną z zaleceniami AHA i ACSM) zaobserwowano: znaczący wzrost VO_{2MAX} – średnio obserwowano poprawę o około 16,3% w porównaniu z niećwiczącą grupą kontrolną; jednocześnie zwrócono uwagę, że większy wzrost VO_{2MAX} obserwowano w przypadku wydłużenia okresu treningowego do około 30 tygodni, przy czym wzrost intensywności pozostawał na jednakowym poziomie. W przypadku układu krążenia u zdrowych osób podejmujących aerobową aktywność fizyczną zaobserwowano wiele zmian adaptacyjnych i obronnych: 1) niższa częstość pracy serca w spoczynku i podczas submaksymalnego wysiłku; 2) podczas submaksymalnego wysiłku mniejszy wzrost ciśnienia

skurczowego, rozkurczowego i średniego; 3) rozluźnienie naczyń krwionośnych (wazodylatacja) i poprawa zdolności poboru tlenu przez trenowane grupy mięśniowe; 4) zmniejszenie czynników ryzyka wywołujących chorobę miażdżycową, między innymi zmniejszenie stężenia triglicerydów i zwiększenie stężenia HDL, ograniczenie sztywnienia dużych elastycznych tętnic, poprawa funkcji śródbłona oraz poprawa odruchu z baroreceptorów, wzrost tonusu nerwu błędnego.

Zmiany w składzie ciała jakie zachodzą podczas aktywności aerobowej o umiarkowanej intensywności (bez dodatkowych zmian w sposobie odżywiania) dotyczą głównie obniżenia masy ciała poprzez redukcję całkowitej ilości tłuszczu. Osoby otyłe traciły w wyniku 2-9 miesięcznych treningów około 4% całkowitej masy ciała, szczególnie istotną okazuje utrata tłuszczu z okolicy brzusznej.

W obrębie układu kostnego zaobserwowano znaczące korzystne zmiany w gęstości mineralnej kości występujące u kobiet w wieku postmenopauzalnym podczas uprawiania aktywności o nieco większej intensywności, podczas której pojawia się większe obciążenie układu kostnego, np.: szybki marsz, marsz z dodatkowym obciążeniem, jogging. Podczas aktywności o umiarkowanej intensywności obserwowano jedynie nieznaczny przyrost (na poziomie 0%-2% BMD w obrębie kości biodrowych i kręgosłupa), co jednak może mieć korzystne efekty w przypadku przeciwdziałania naturalnej utracie gęstości kości związanej z procesem starzenia (0,5%-1% w skali roku u siedzącej grupy kontrolnej), a co może skutkować zmniejszeniem ryzyka złamania kości udowej.

W przypadku treningu siłowego zaobserwowano w głównej mierze zmiany w obrębie układu mięśniowego, kostnego oraz składu ciała. W układzie mięśniowym odnotowano w wyniku treningu siłowego znaczący wzrost siły mięśniowej w zakresie 25%-100%, przy czym wiele badań wskazuje na to, że przyrost ten jest bardzo podobny do przyrostu u osób dorosłych w młodszym wieku. Badania wskazują, że zdolność generowania mocy u osób starszych wzrasta w wyniku treningu siłowego. Jednocześnie zaobserwowano znaczącą poprawę w jakości mięśni (siła lub moc mięśnia w stosunku do jednostki jego objętości lub masy), przy czym jej wzrosty u starszych i młodszych osób dorosłych nie różnią się znacząco.

Stwierdzono również, że dzięki zmniejszaniu aktywacji jednostki motorycznej i procenta dostępnych włókien mięśniowych wymaganych do wykonania zadań submaksymalnych, obniżeniu aktywacji mięśni antagonistycznych, wzrostowi dostępności ATP i CP, zwiększeniu gęstości mitochondrialnej i zdolności oksydacyjnej w mięśniach możliwe jest

zwiększenie wytrzymałości mięśniowej. Wzrost wytrzymałości mięśniowej na poziomie 34%-200% możliwy jest dzięki prowadzeniu treningu o średniej lub wysokiej intensywności. Obserwowane zmiany w składzie ciała dotyczyły głównie wzrostu masy beztłuszczowej pod wpływem treningu siłowego o dużej intensywności (obserwowane głównie u mężczyzn) z jednoczesną redukcją objętości tkanki tłuszczowej. Hipertrofia mięśni sięgała 10%-62%, a obniżenie masy tłuszczu wynosiło 1,6%-3,4%.

Niezwykle istotną kwestią są programy i ćwiczenia prowadzące do obniżenia ryzyka upadków, tym samym zmniejszając prawdopodobieństwo wystąpienia urazów mogących doprowadzić do hipokinezy wraz ze wszystkimi jej konsekwencjami. Szczególnie skuteczne okazały się marsze, w wyniku których ryzyko złamań osteoporotycznych maleje o 30-50% (Gillespie *i wsp.*, 2012). Wiele badań wykazało, że trening obejmujący wzmocnienie kończyn dolnych czy chodzenie po różnym podłożu znacząco wpływa na poprawę utrzymania stabilności posturalnej i jest szeroko zalecane w prewencji upadków (Patla *i wsp.*, 1992; Said *i wsp.*, 2008; Gillespie *i wsp.*, 2012). Także trening tai chi okazał się efektywny w redukowaniu ryzyka upadków (Li *i wsp.*, 2005; Maciaszek *i wsp.*, 2007).

3. Trening Nordic Walking jako przykład aktywności fizycznej ukierunkowanej na zdrowie u osób starszych

Bardziej intensywną formą marszu jest Nordic Walking, czyli marsz z kijkami. Ta forma aktywności została wymyślona przez narciarzy biegowych w Finlandii, po to, aby latem utrzymać osiągniętą formę, nie tracąc jednocześnie funkcjonalnych zdolności motorycznych. Bardzo szybko, ten rodzaj treningu zyskał na popularności również wśród osób, nie trenujących narciarstwa biegowego. Głównymi zaletami tej formy ćwiczeń są, podobnie jak w przypadku marszów:

- łatwość dostępu w każdym miejscu i o każdej porze;
- minimalne nakłady finansowe;
- niewielkie ryzyko wystąpienia urazów i kontuzji.

Jak zaznaczają w swojej publikacji Kocur i współpracownicy (2011) marsze z kijkami, w porównaniu ze zwykłym marszem charakteryzują się:

1. O 20-40% większym spalaniem kalorii – jest to spowodowane zaangażowaniem ok 90% mięśni całego ciała, również kończyn górnych i ich obręczy;
2. Wzrostem siły mięśni kończyn górnych, obręczy barkowej, karku, klatki piersiowej i grzbietu z jednoczesną poprawą zakresów ruchomości w stawach – wszystko dzięki zaangażowaniu kończyn górnych do dynamicznej pracy;
3. Mniejszym zmęczeniem kończyn dolnych – praca kończyn górnych polegająca na wspomaganie fazy odbicia w trakcie chodu powoduje odciążenie stawów kończyn dolnych i kręgosłupa;
4. Poprawą komfortu psychicznego podczas intensywnego wysiłku fizycznego – niskie subiektywne odczucie zmęczenia zawdzięcza ćwiczący równomiernemu rozłożeniu obciążenia wysiłkiem na całe ciało, dzięki czemu zwiększa się komfort psychiczny i wiara we własne możliwości;
5. Większym poczuciem bezpieczeństwa – kijki zwiększają pole podporu, a podczas ewentualnej utraty równowagi ciała mogą służyć jako zabezpieczenie przed upadkiem.

Na tej podstawie łatwo wyciągnąć wniosek, że trening Nordic Walking może stać się jedną z najlepszych dostępnych form aktywności aerobowej dla osób starszych, charakteryzującą się wyższym wydatkiem energetycznym w porównaniu do zwykłego chodu, jednocześnie zapewniającą większe bezpieczeństwo.

3.1. Wpływ treningu Nordic Walking na zdrowie człowieka

Jak już wspomniano wcześniej, Nordic Walking jest formą aktywności fizycznej, która zyskała popularność dzięki dostępności, niskim kosztom, niskiemu ryzyku upadków i kontuzji. Oprócz wymienionych praktycznych zalet, ten rodzaj treningu wpływa pozytywnie na zdrowie ćwiczących osób.

3.1.1 Wskaźniki sercowo-naczyniowe

Poprawa parametrów krążeniowo-oddechowych w wyniku systematycznego treningu NW jest jednym z podstawowych założeń propagowania tej formy aktywności fizycznej. Antosiewicz i wsp. (2015) oceniał wartość VO_{2MAX} korzystając z 2 kilometrowego testu marszowego, wartość VO_{2MAX} określając za pomocą formuły:

$$VO_{2MAX} = 116,2 - 2,98 \cdot CZAS - 0,11 \cdot HR - 0,14 \cdot WIEK - 0,39 \cdot BMI$$

Po treningu NW trwającym 35 tygodni uzyskano znaczącą poprawę tego parametru o 2,4% (Antosiewicz i wsp., 2015). Znaczącą poprawę tego parametru zauważył także Chomiuk po 6 tygodniach treningu (wzrost o 13,6%), dodatkowo obserwując także wydłużenie się czasu trwania wysiłku o 14,1%, zwiększenie się maksymalnego obciążenia wysiłkiem o 13,4% oraz obniżenie się skurczowego ciśnienia krwi o 3,6%. Przy czym pozostałe monitorowane parametry (próg beztlenowy, puls tlenowy, ciśnienie rozkurczowe krwi i średnia dobowa wartość skurczów serca) nie wykazywały znaczących zmian (Chomiuk i wsp., 2013). Dowiedziono także, że w wyniku 12 tygodniowego treningu NW występują znaczące poprawy innych parametrów charakteryzujących pracę układu krążenia: obniżenie ciśnienia skurczowego krwi o 4,4%, obniżenie ciśnienia rozkurczowego krwi o 3,9%, spadek średniej wartości ciśnienia tętniczego krwi o 4,1% oraz obniżenie pierwszego i drugiego szczytu skurczowego aortalnej fali tętna odpowiednio o 3,6% i 4,5% (Kawamoto i wsp., 2014).

3.1.2 Wydolność aerobowa

Pozytywny wpływ treningu NW na wydolność tlenową zaobserwowano w wielu pracach. Korzystając z 6 minutowego testu marszowego (6 minute Walk Test) Chomiuk i wsp. (2013) zaobserwowali poprawę na poziomie 13,9% już po 6 tygodniach regularnych marszów z kijkami. Ossowski i wsp. (Ossowski *i wsp.*, 2016) korzystając także z testu 6 minutowego po 12 tygodniach treningu uzyskał 10,1% poprawę wydolności. Bieler (2017) także sięgnęła po ten test oceniając efekty po 8 i 16 tygodniach oraz po roku treningu uzyskując odpowiednio 7,5%, 13,3% oraz 14,3% poprawę. Ponadto wykorzystwała test: 15 sekundowy marsz w miejscu licząc uniesienia kolan, uzyskując znaczącą poprawę we wszystkich trzech terminach badań. Takeshima (2013a) skorzystał z 12 minutowego testu marszowego, w którym uzyskał 10,9% poprawę. Ocenę wydolności aerobowej można także dokonać stosując 2 minutowy step test. Parkatti (2012) po 9 tygodniach treningu NW obserwowała 14,2% poprawę, Kortas (2017) po 12 tygodniach treningu uzyskał 9% poprawę, a Virag (2014) po 35 tygodniach 9,4%.

3.1.3 Siła mięśni

Najczęściej wykorzystywanym sposobem oceny siły mięśniowej kończyn dolnych jest test Sit-to-Stand, po który sięgało wielu autorów, różnice polegały jedynie na doborze długości trwania treningu NW, różny był również odsetek poprawy wyników, w zależności od badania. Dwunastotygodniowy trening prowadzili Kortas i wsp. (2017) (9,5% poprawa), Gmiat i wsp. (2017) (10% poprawa), Takeshima i wsp. (2013b) (12,6% poprawa), Song i wsp. (2013a) (22,4% poprawa) oraz Lee i wsp. (2015) (25,9% poprawa). Bieler i wsp. (2017) wykorzystali test Sit-to-Stand analizując postępy w 8 tygodniu z poprawą na poziomie 10,7%, 16 tygodniu z poprawą o 13,6% i po roku treningu uzyskując poprawę o 17,9%. Parkatti i wsp. (2012) prowadzili 9 tygodniowy trening, w wyniku którego osiągnięto poprawę siły kończyn dolnych w teście STS o 15,3%. Natomiast nie zauważono żadnej istotnej różnicy w wynikach testu 5 Sit-to-Stand po 35 tygodniach treningu NW (Virág *i wsp.*, 2014). Ossowski i wsp. (2016) do analizy siły mięśni kończyn dolnych wykorzystali pomiar izometryczny siły na urządzeniu Biodex System 4 Pro wyznaczając maksymalne wartości momentu obrotowego podczas izometrycznego wyprost

i zgięcia stawu kolanowego. Wartości te w wyniku treningu NW osiągnęły odpowiednio 11% poprawę podczas wyprostowania i 22,1% poprawę podczas zginania.

Siła kończyn górnych także była brana pod uwagę podczas analizy wpływu NW na ciało człowieka, ze względu na ich zaangażowanie podczas prawidłowego marszu z kijkami. Ocenie poddawano siłę uścisku dłoni, gdzie obserwowano poprawę o 11,8% po 12 tygodniach NW (Song *i wsp.*, 2013b), ci sami autorzy wykorzystali także pomiar siły ramienia, gdzie osiągnięto 19,7% poprawę. Także inni autorzy sięgali po test zginania ramienia obserwując znaczącą poprawę 19,7 % po 9 tygodniach treningu NW (Parkatti *i wsp.*, 2012), po 12 tygodniach 11,6% poprawy (Takeshima *i wsp.*, 2013b), chociaż Lee *i wsp.* (2015) po 12 tygodniach treningu nie zaobserwowali żadnej poprawy siły mięśni kończyn górnych.

3.1.4 Skład ciała

W wyniku 12 tygodniowego treningu NW zaobserwowano znaczącą poprawę w budowie ciała uczestników, m.in. w obniżeniu masy ciała (Song *i wsp.*, 2013a; Kawamoto *i wsp.*, 2014; Ossowski *i wsp.*, 2016), obniżeniu Wskaźnika Masy Ciała (BMI) (Song *i wsp.*, 2013a; Kawamoto *i wsp.*, 2014; Ossowski *i wsp.*, 2016), obniżeniu poziomu tkanki tłuszczowej w organizmie (Song *i wsp.*, 2013a; Ossowski *i wsp.*, 2016), zmniejszeniu obwodu talii (Kawamoto *i wsp.*, 2014), ale także zaobserwowano znaczny wzrost masy tkanki mięśniowej (Song *i wsp.*, 2013a; Ossowski *i wsp.*, 2016). Kortas *i wsp.* (2017) obserwowali znaczące zmiany w składzie ciała po 35 tygodniach treningu NW obejmujące zmniejszenie masy ciała, redukcję poziomu tkanki tłuszczowej oraz całkowitej ilości wody, a także wzrost masy tkanki mięśniowej. Badano także profil lipidowy po 12 tygodniach treningu i zaobserwowano znaczący spadek cholesterolu i triglicerydów we krwi (Song *i wsp.*, 2013a), a także obserwowano wzrost cholesterolu HDL (Song *i wsp.*, 2013a; Antosiewicz *i wsp.*, 2015) chociaż w jednej z prac doniesiono, że cholesterol HDL uległ obniżeniu (Kawamoto *i wsp.*, 2014). W żadnej z przytoczonych prac nie zaobserwowano znaczących zmian w poziomie cholesterolu LDL.

3.1.5 Stabilność posturalna

Wpływ treningu Nordic Walking na stabilność posturalną w statyce opisali Lee i Park (Lee i Park, 2015), którzy zaobserwowali, że w wyniku 12 tygodniowego systematycznego treningu NW, zdolność utrzymania równowagi podczas stania na jednej nodze zwiększa się o 133,9%. Do podobnych wniosków doszli Kocur i wsp. (2015), którzy badali wpływ 12 tygodniowego treningu NW na stabilność posturalną starszych kobiet wykorzystując do tego celu Forward Reach Test i Upward Reach Test. W obu przypadkach zaobserwowali istotną poprawę w zakresie sięgania wynoszącą odpowiednio 0,9% i 2,2%. Takeshima i wsp. (2013b) także posłużyli się testem mierzącym dystans na jaki badana osoba może się wychylić do przodu bez utraty równowagi, wykorzystali do tego celu Functional Reach Test, z którego wynika znacząca poprawa tego zakresu o 6,3% .

Stabilność posturalna w warunkach dynamicznych uzależniona jest głównie od systemu kontroli położenia środka ciężkości podczas wykonywania różnych złożonych czynności, a właśnie ten system ulega zmianom w wyniku starzenia się (Błaszczuk i wsp., 2003). Dlatego do badania równowagi w dynamice wykorzystuje się testy ruchowe takie jak: Timed Up and Go Test (TUG). Bieler i wsp. (2017) analizowali wpływ treningu NW na dynamiczną stabilność posturalną korzystając z testu 8-foot up and go, powtarzając badania po 8, 16 tygodniach oraz po roku. Zaobserwowali znaczącą poprawę o odpowiednio 16,9%, 15,3% oraz 20,3% czasu, potrzebnego do wykonania tego zadania. Takeshima i wsp. (2013b) także skorzystali z tego testu, jednak sprawdzili dwa okresy treningu 9 i 12 tygodni. W pierwszym przypadku nie odnotowano żadnych znaczących zmian, jednak w drugim przypadku zaobserwowano poprawę na poziomie 4,7%. Ossowski i wsp. (2016) również wykorzystali dwunastotygodniowy trening NW, jednak do oceny jego skuteczności posłużyli się testem Timed Up and Go (TUG), który różni się od poprzedniego jedynie dystansem, jaki mają do pokonania badane osoby, a który w tym przypadku wynosi 3 metry. Autorzy stwierdzili, że w wyniku treningu, ćwiczący potrzebują o 9,3% czasu mniej na wykonanie zadania. Test TUG wykorzystał również Virag (2014) do oceny 35 tygodni treningu NW, z czego 10 tygodni treningu nie było nadzorowane, a pozostałe 25 tygodni tak. Wynikiem tego była poprawa o 7,6%. Ponadto w tej samej pracy autorzy poddali ocenie funkcjonalną stabilność posturalną wykorzystując Fullerton Advanced Ballance Scale (FABS), którego wynik uległ znaczącej poprawie o 6,2% w wyniku prowadzonego treningu.

Pomimo znaczącej poprawy w wynikach testów funkcjonalnych zarówno w warunkach statycznych jak i dynamicznych nadal brak jednoznacznej odpowiedzi na pytanie, które elementy sprawności fizycznej warunkujących stabilność posturalną ulegają poprawie w wyniku treningu NW. Tym samym trudno jednoznacznie stwierdzić, że trening NW poprawia parametry bezpośrednio związane z równowagą, koordynacją, a tym samym może mieć znaczenie na zmniejszenie ryzyka upadków wśród osób starszych.

Jedną z podstawowych umiejętności, stanowiących o niezależności osób starszych jest zdolność samodzielnego wstawania z pozycji siedzącej. Oceniono, że średnio w ciągu doby wykonuje się około 60 (\pm 22) ruchów siadania-wstawania (STS), ze średnią częstotliwością 3 ruchów w ciągu godziny (Dall i Kerr, 2010). Jest to czynność, która poprzedza inne, bardziej złożone zadania, jak np.: chodzenie. Jednocześnie ustalono, że wstawanie z krzesła jest bardziej wymagające pod kątem biomechanicznym, niż chodzenie, wchodzenie po schodach, bieganie, a nawet skakanie (A Hodge *i wsp.*, 1989). Oznaczać by to mogło, że utrzymanie kondycji poszczególnych układów ciała na dobrym poziomie przez udział w systematycznej aktywności fizycznej, może zapewnić takim osobom większy stopień samodzielności i niezależności w życiu.

Na podstawie dostępnych doniesień naukowych hipotetycznie wydaje się, że dwunastotygodniowy okres treningu marszowego Nordic Walking może wpłynąć na poprawę kontroli stabilności posturalnej podczas wstawania z krzesła.

Główne korzyści płynące z uprawiania tego rodzaju aktywności fizycznej mogą dotyczyć wielu czynników warunkujących stabilność posturalną. W czasie marszu Nordic Walking zaangażowane są do pracy rozległe, symetryczne grupy mięśni, szczególnie kończyn dolnych, których siła w wyniku treningu wzrasta, a to przekłada się bezpośrednio na prędkość i dynamikę testu Sit-to-stand. Zaangażowanie kończyn górnych do fazy wybicia się podczas chodu, wymusza wzmocnienie kontroli równowagi, ponieważ do układu ruchu wprowadzane są nowe siły, nie występujące podczas normalnego chodu. Siły te znacząco zmieniają położenie środka ciężkości ciała ku przodowi, co wymusza wydłużenie kroku, aby środek powierzchni podporu i środek ciężkości pokrywały się. Taka zmiana układu sił, wiąże się z większą pracą ekscentryczną mięśni odpowiedzialnych za hamowanie, zaangażowanych w chód, a taka praca w największym stopniu wpływa na siłę tych mięśni. Duże znaczenie dla układu stabilizacji naszego ciała mają naprzemienne ruchy ciała podczas chodu, które wymuszają symetrię obciążeń i koordynację zaangażowania mięśni, przez co poprawia się odruchowe działanie

mięśni odpowiedzialnych nie tylko za chód, ale także za postawę ciała. W wyniku systematycznego treningu Nordic Walking obserwuje się korzystne zmiany w obrębie stereotypów ruchowych, postawy i chodu.

Wydaje się ponadto, że Trening NW może przyczynić się do poprawy elastyczności niektórych grup mięśniowych. W badaniach własnych (Kocur *i wsp.*, 2017b) udowodniono, że dochodzi do poprawy zakresu ruchomości w obrębie górnej połowy ciała ocenianych za pomocą testów funkcjonalnych. Nasze obecne badania rozszerzyliśmy również o funkcjonalny test sit and reach, jako funkcjonalny i rzetelny test elastyczności dolnej połowy ciała dla osób starszych. Wyższa elastyczność mięśni dolnej połowy ciała może bezpośrednio przyczynić się do poprawy strategii podczas wstawania.

4 CELE PRACY

1. Ocena wpływu 12-tygodniowego treningu NW na poszczególne parametry testu Sit to Stand u kobiet w okresie postmenopauzalnym.

4.1 Hipoteza badawcza

Dwunastotygodniowy trening Nordic Walking wpływa korzystnie na stabilność postawy ciała.

4.2 Pytania badawcze

- a. Czy czas wykonania testu Sit-to-stand skraca się w wyniku dwunastotygodniowego treningu Nordic Walking?
- b. Czy długość ścieżki statokinezygramu, jego pole powierzchni oraz stosunek obu tych parametrów w trakcie testu Sit-to-stand zmniejszają się w wyniku dwunastotygodniowego treningu Nordic Walking?
- c. Czy wartość pionowej siły reakcji podłoża w trakcie testu Sit-to-stand wzrasta w wyniku dwunastotygodniowego treningu Nordic Walking?
- d. Czy kąt pochylenia tułowia w stosunku do pionu mierzony w trakcie testu Sit-to-stand zmniejsza się pod wpływem dwunastotygodniowego treningu Nordic Walking?
- e. Czy kąty zgięcia stawów biodrowych mierzone w trakcie testu Sit-to-stand maleją pod wpływem dwunastotygodniowego treningu Nordic Walking?
- f. Czy prędkości kątowe mierzone w stawach biodrowych podczas testu Sit-to-stand wzrastają pod wpływem dwunastotygodniowego treningu Nordic Walking?

5 MATERIAŁ I METODY

5.1 Materiał badawczy

Badania zostały przeprowadzone w laboratorium Katedry Rehabilitacji Narządu Ruchu w AWF w Poznaniu. Do badania zakwalifikowano 48 kobiet-ochotniczek, które odpowiedziały na ogłoszenie wysłane do kilku uczelni i uniwersytetów lub zostały zachęczone przez rodzinę do wzięcia udziału w badaniu, a także spełniły kryteria włączenia i wyłączenia.

Kryteriami włączenia były:

- Wiek pomiędzy 60 r. ż. a 74 r. ż.;
- Chęć udziału w badaniu i treningu NW;
- Brak aktywności zawodowej;
- Brak dodatkowych form aktywności fizycznej w czasie wolnym, w okresie badań

Kryteriami wyłączenia były:

- Wiek odbiegający od przyjętego zakresu;
- Aktywność zawodowa;
- Regularny udział w formach aktywności fizycznej podejmowanych w czasie wolnym;
- Dysfunkcje układu mięśniowo-szkieletowego uniemożliwiające wykonywanie ćwiczeń fizycznych i chodzenie;
- Wcześniejsze epizody zatrzymania krążenia;
- Niekontrolowane zaburzenia rytmu serca;
- Przewlekła niewydolność serca (NYHA 3 i 4);
- Niekontrolowane i nieleczone nadciśnienie tętnicze (powyżej 140/90 mmHg w spoczynku);
- Niekontrolowana astma;
- Cukrzyca insulinozależna;
- Niewydolność wątroby lub nerek;
- Choroby nowotworowe;
- Ostre stany zapalne związane z procesami chorobowymi;
- Zalecenia lekarskie wykluczające udział w ćwiczeniach fizycznych.

Badane osoby zostały podzielone losowo na 2 grupy: Nordic Walking (GNW) oraz kontrolną (GK). Zastosowano dobór losowy prosty poprzez użycie nieoznaczonych kopert, a prawdopodobieństwo wylosowania grupy wynosiło 1:1. Po zakwalifikowaniu do poszczególnych grup, kobiety poddano badaniom początkowym. Badanie było zaślepienie pojedynczo – badający nie wiedział, do której grupy należały poszczególne osoby badane. Charakterystykę opisową badanej grupy przedstawiono w Tabeli 3.

Wszystkie badane zostały szczegółowo poinformowane o celu i przebiegu badania i wyraziły zgodę na uczestnictwo. Badania zostały przeprowadzone za zgodą Komisji Bioetycznej przy Uniwersytecie Medycznym im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu nr.: 216/11.

5.2 Metody Badawcze

Analizę ruchu podczas wykonywania testu Sit-to-stand wykonano z wykorzystaniem urządzenia BTS Smart firmy BTS Bioengineering. Urządzenie to składa się z

- 6 kamer ze zintegrowanymi promiennikami światła podczerwonego,
- 2 platform rejestrujących siły reakcji podłoża firmy AMTI z częstotliwością 370 Hz,
- centralnej jednostki rejestrującej całe badanie.



Rycina 1 Laboratorium analizy ruchu (Źródło: www.bts.com/ dzień dostępu 03.2020)

W tym systemie promienniki emitują światło podczerwone, które odbijane jest przez pasywne markery umieszczone w odpowiednich punktach na ciele badanej osoby zgodnie

z koncepcją Davisa (Davis *i wsp.*, 1991). Światło to następnie jest rejestrowane przez kamery działające z częstotliwością 100Hz. Rozmieszczenie i kalibracja kamer pozwalają na zebranie informacji o położeniu danego punktu, a następnie jego zrekonstruowanie w 3 płaszczyznach.

5.2.1 Przebieg badania Sit-to-stand z wykorzystaniem analizy ruchu

Platformy badające siły reakcji podłoża znajdowały się w centralnym punkcie pola pomiaru i były oznaczone na potrzeby tego badania jako przednia i tylna. Na platformie przedniej, w trakcie badania, znajdują się stopy osoby badanej, na platformie tylnej ustawione jest krzesło. Dzięki umiejscowieniu platformy pod krzesłem, możliwe jest precyzyjne określenie momentu oderwania miednicy od siedziska krzesła. Przed rozpoczęciem każdego badania wykonywano kalibrację systemu. Platformy sił reakcji podłoża przed każdym kolejnym pomiarem były tarowane – przednia pusta, tylna z ustawionym na niej krzesłem

W grupie badanej oraz kontrolnej pomiary były wykonywane przez tego samego badacza w dwóch terminach – przed rozpoczęciem przez grupę badaną treningu Nordic Walking oraz po zakończeniu całego cyklu treningowego, czyli po 12 tygodniach od pierwszego badania. Aby zapewnić odpowiednie warunki, podczas badania w laboratorium znajdowali się tylko badający i badana osoba, a wszystkie rozprasające dźwięki zostały wyeliminowane, ponieważ mogą one zaburzać wszelkie odruchy posturalne (Westlake i Culham, 2007). Każda pacjentka była badana według schematu:

1. Przygotowanie

Przed przystąpieniem do próby, każda osoba badana była dokładnie poinstruowana na czym polega badanie i w jaki sposób dana czynność powinna być wykonana, a także poproszona o przebranie się w strój, który pozwalał na przeprowadzenie badania antropometrycznego i oklejenie markerami.

2. Pomiary parametrów ciała

Przed rozpoczęciem badania z wykorzystaniem urządzenia BTS Smart, każda z badanych osób została poddana pomiarom parametrów ciała zgodnie z wytycznymi producenta urządzenia. Wymiary poszczególnych części ciała wykorzystane zostały

w poniższym protokole do określenia położenia środków stawów, a także do określenia położenia środków ciężkości poszczególnych segmentów ciała.

W badaniach somatycznych wykorzystano zestaw antropologiczny oraz wagę lekarską, a metodykę pomiarów przyjęto wg Martina (1988):

- Wysokość ciała – pomiędzy podstawą, a szczytem głowy;
- Ciężar ciała;
- Szerokość miednicy - pomiędzy kolcami biodrowymi przednimi górnymi;
- Głębokość miednicy – pomiędzy kolcem biodrowym przednim górnym, a linią przebiegającą przez szczyt krętarza większego prawej kości udowej po tej samej stronie ciała. Linia ta musi przebiegać równoległe do podłoża, natomiast punkt przyłożenia cyrkla musi znajdować się dokładnie pionowo pod kolcem biodrowym przednim górnym;
- Długość kończyny dolnej – pomiędzy krętarzem większym kości udowej, a kostką boczną;
- Szerokość kolana – pomiędzy kłykcami przyśrodkowym i bocznym kości udowej;
- Szerokość stawu skokowego – pomiędzy kostką boczną, a przyśrodkową.

Zebrane w ten sposób dane wprowadzono do oprogramowania Smart Capture.

3. Oklejenie markerami

System BTS-Smart D wykorzystuje rejestrację pasywnych markerów odbijających światło podczerwone, emitowane przez promienniki wbudowane w kamery. Markery umieszcza się na ciele badanej osoby, przyklejając je bezpośrednio do skóry. Aby zachować jednakowe warunki badania we wszystkich przypadkach markery lokalizuje się względem odpowiednich elementów kostnych. Do oklejenia badanej osoby wykorzystuje się 22 markery, z czego 16 kulistych umieszczonych na podstawce, 4 kuliste umieszczone na dystansach oraz 2 półkuliste.

Oklejane punkty:

- C7 - wyrostek kolczysty siódmego kręgu szyjnego;
- Acr R/L - wyrostek barkowy łopatki. Umieszcza się go tak, aby jego podstawa przylegała do brzusznej i bocznej krawędzi wyrostka;
- Sacrum - nasada kości krzyżowej w okolicy poziomu S1/S2;

- SIPS R/L - kolce biodrowe tylne górne;
- SIAS R/L - kolce biodrowe przednie górne;
- Thigh R/L - szczyt krętarza większego kości udowej prawej i lewej;
- Bar1 R/L - marker umieszczony na dystansie. Jego pozycja musi być zlokalizowana dokładnie w połowie odległości pomiędzy szczytem krętarza większego kości udowej, a kłykiem bocznym kości udowej. Ponadto powinien on się znajdować dokładnie w tej samej płaszczyźnie, co wyżej wymienione punkty (w jednej linii);
- Knee1 R/L - kłykieć boczny kości udowej;
- Knee2 R/L - głowa kości strzałkowej;
- Bar2 R/L - marker umieszczony na dystansie w połowie odległości pomiędzy kłykiem bocznym kości udowej, a szczytem kostki bocznej. Punkt ten musi leżeć w jednej płaszczyźnie z wyżej wymienionymi punktami;
- Mall R/L - szczyt kostki bocznej;
- Met R/L - półkulisty marker umieszczony na główce V kości śródstopia.



Rycina 2 Umiejscowienie markerów systemu BTS Smart na ciele osoby badanej. (Źródło: www.bts.com/ dzień dostępu 03.2020)

4. Próbnny test

Każda badana osoba przy pełnej asekuracji wykonywała 2-3 powtórzenia danego ruchu bez rejestrowania ich. Zadaniem badanej osoby było trzykrotne powtórzenie sekwencji wstawania i siadania rozpoczynając i kończąc w pozycji siedzącej.

5. Kalibracja systemu i tarowanie platform sił reakcji podłoża

6. Właściwe badanie

Badanie rozpoczynało się od przyjęcia aktywnej pozycji siedzącej na krześle o standardowej wysokości siedziska 43 cm, bez podparcia pleców, z rękoma skrzyżowanymi na piersi, a dłońmi ułożonymi na barkach; stopy ustawione na platformie przed krzesłem, rozstawione na szerokość bioder, podudzia ustawione prostopadłe do podłoża. Po uruchomieniu rejestracji, pacjentki były proszone o pozostanie w tej pozycji przez kilka sekund, w trakcie których rejestrowano pozycję spoczynkową, będącą punktem odniesienia dla późniejszej analizy biomechanicznej. Na komendę słowną, osoba badana rozpoczynała wykonanie testu, kończąc go po 3 cyklach. Test rejestrowany był w programie Smart Capture, każda próba zapisywana była do osobnego pliku.

5.2.2 Analiza biomechaniczna

Pliki wyjściowe z programu Smart Capture były oznaczane w oprogramowaniu Smart Tracker. Tak przygotowane dane trafiają do programu Smart Analyzer, gdzie poddaje się je analizie z wykorzystaniem protokołu obliczeniowego, a efektem jest raport zawierający dane z zakresu kinematyki i kinetyki. W raporcie znajduje się 100 zmiennych opisujących poszczególne parametry testu STS.

Podczas analizy porównano wartości następujących parametrów:

1. Średni czas wstawania (s);
2. Kąt pochylecia ciała w stosunku do pionu (deg):
 - a. Maksymalna średnia wartość w trakcie cyklu wstawania (MAX UP);
3. Statokinezyjogram:
 - a. Długość ścieżki w trakcie wstawania (mm);
 - b. Pole powierzchni wyznaczonej przez poruszający się środek nacisku; kształt kwadratu wyznaczony przez najdalsze wychylenia AP oraz ML (mm²);
 - c. Stosunek długości statokinezyjogramu do jego pola powierzchni;
4. Kąt zgięcia Prawego/Lewego stawu biodrowego (deg):
 - a. Maksymalna średnia wartość w trakcie cyklu wstawania (MAX UP);
5. Prędkość kątowna stawów biodrowych (deg/s):

- a. Maksymalna średnia wartość w trakcie cyklu wstawania (MAX UP);
- 6. Wartość siły reakcji podłoża odniesiona do masy ciała (%; 100%=masa ciała):
 - a. Maksymalna średnia wartość w trakcie cyklu wstawania (MAX UP);

Proces wstawania podzielono na dwa etapy (Etnyre i Thomas, 2007; Lindemann *i wsp.*, 2007; Houck *i wsp.*, 2011):

Faza przygotowania rozpoczyna się wraz z pojawieniem się w przebiegu punktu „midtrunk” (znajdującego się w połowie linii łączącej wyrostki barkowe łopatki) ruchu w kierunku brzuszny. Etap ten kończy się oderwaniem miednicy od siedziska krzesła (określanym na potrzeby tego badania jako „lift-off”), co obserwuje się na przebiegu składowej pionowej siły reakcji podłoża platformy umieszczonej pod krzesłem.

Faza wstawania kończy się, gdy punkt „midpelvis” (znajdującego się w połowie linii łączącej kolce biodrowe przednie górne) kończy przemieszczać się w kierunku brzuszny.

5.3 Trening Nordic Walking (NW)

Grupa badawcza poddana została dwunastotygodniowemu treningowi Nordic Walking (NW). Treningi odbywały się 3 razy w tygodniu w terenie i trwały 1 godzinę, z czego początkowe 10 min obejmowała rozgrzewka, a końcowe 5 min faza wyciszenia. Każdy trening prowadzony był przez dwóch instruktorów Nordic Walking, którzy prezentowali i kontrolowali prawidłową technikę marszu, a także regulowali jego tempo. Każda z uczestniczek marszu wyposażona była w pulsometr rejestrujący częstość skurczów serca. Intensywność każdego treningu ustalona została na poziomie nie mniejszym niż 40% HRR i nie większym niż 70% HRR, odpowiednie poziomy ustalając według wzoru:

$$\text{Exercise HR} = \% \text{ of target intensity } (\text{HR}_{\text{max}} - \text{HR}_{\text{rest}}) + \text{HR}_{\text{rest}} \text{ (Karvonen i Vuorimaa, 1988).}$$

5.4 Metody statystyczne

Analiza statystyczna została przeprowadzona z wykorzystaniem oprogramowania Statistica 13 firmy Statsoft. Do oceny normalności rozkładu danych wykorzystany został test Shapiro-Wilka. Do oceny istotności różnic pomiędzy grupami dla wyników charakteryzujących

się rozkładem normalnym użyto testu t-studenta dla zmiennych niezależnych, a pomiędzy terminami testu t-studenta dla prób zależnych. Do oceny istotności różnic wyników, których rozkład nie miał cech normalności pomiędzy grupami posłużył test „U Manna-Whitneya”, a pomiędzy terminami test kolejności par Wilcoxon. Różnice i korelacje uważane były za istotne statystycznie przy poziomie istotności $p < 0,05$.

W pracy dokonano również analizy korelacji różnic w grupie Nordic Walking przed i po dwunastotygodniowym treningu. Do porównania parametrów użyto współczynnika korelacji rang rho Spearmana. Jako krytyczny poziom istotności korelacji przyjęto * $p < 0,05$.

6 WYNIKI

6.1 Jednorodność cech somatycznych uczestników

Tabela 3 Charakterystyki statystyczne cech somatycznych badanych grup

Cechy somatyczne	Grupa Nordic Walking (n=29)	Grupa Kontrolna (n=19)	p
Wiek	62,4 ± 4,7	63,9 ± 4,9	0,4292
Wysokość (cm)	161,1 ± 5,9	162,8 ± 3,6	0,0979
Ciężar (kg)	68,2 ± 10,2	70,4 ± 9,8	0,3703

W tabeli 3. przedstawiono cechy somatyczne badanych grup: wiek, wysokość i ciężar ciała w formacie średnia wartość ± odchylenie standardowe. Nie stwierdzono różnicy w wieku uczestników powyższego badania. W grupie Nordic Walking (NW) średni wiek badanych wynosił 62,4, a w grupie kontrolnej (GK) 63,9.

Nie zaobserwowano również znaczących różnic w wysokości ciała pomiędzy badanymi grupami. W grupie NW średnia wysokość ciała wynosiła 161,1 cm, a w GK 162,8 cm. Także Ciężar ciała był zbliżony w obu grupach i wynosił średnio w grupie Nordic Walking 68,2 kg, a w grupie kontrolnej 70,4 kg.

W tabeli 4. zaprezentowano porównanie wyników pomiarów pomiędzy grupami w terminach przed rozpoczęciem i po zakończeniu przez grupę eksperymentalną dwunastotygodniowego treningu Nordic Walking.

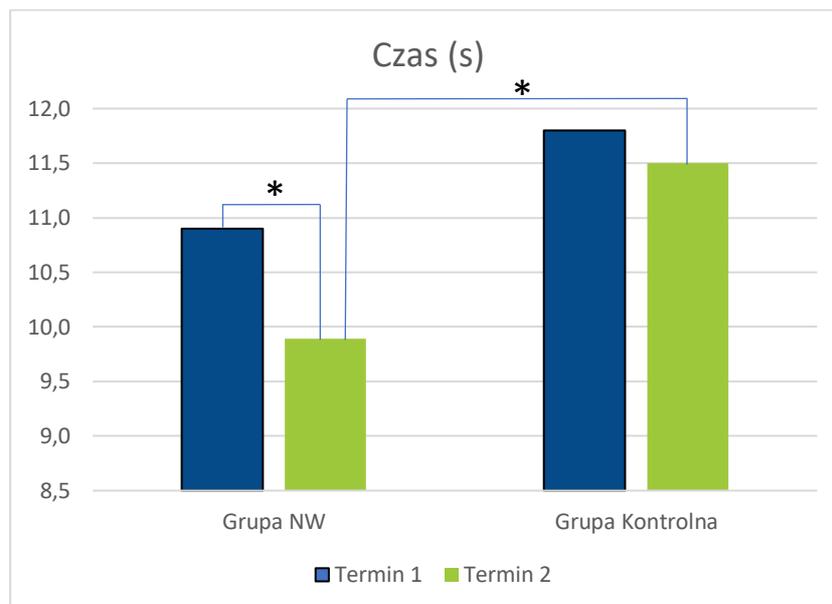
Tabela 4 Charakterystyki statystyczne cech biomechanicznych w grupach badanych

	Grupa Nordic Walking (n=29)		Grupa Kontrolna (n=19)	
	Przed	Po	Przed	Po
Czas testu (s)	10,88 ± 2,01 *	9,89 ± 1,5 *	11,84 ± 2,6	11,45 ± 1,54 *
Kąt zgięcia P stawu biodrowego	84,76 ± 9,5 *	82,61 ± 11,3	81,76 ± 13,99 *	88,02 ± 14,18
Kąt zgięcia L stawu biodrowego	84,85 ± 9,42 *	82,96 ± 11,07	82,79 ± 14,85 *	86,11 ± 12,82
Prędkość kątowa - P staw biodrowy	167,0 ± 43,8 *	157,49 ± 52,15 *	139,83 ± 44,8 *	138,13 ± 37,04 *
Prędkość kątowa - L staw biodrowy	167,48 ± 43,23	157,02 ± 53,03 *	139,1 ± 45,26 *	137,34 ± 39,32 *
Kąt pochylecia ciała w stosunku do pionu	25,01 ± 5,95 *	23,4 ± 5,2 *	26,86 ± 9,19 *	27,72 ± 6,26 *
MAX wartość sił reakcji podłoża - % masy ciała	114,38 ± 8,39	115,43 ± 8,25	111,27 ± 6,57 *	112,06 ± 5,02 *
Długość ścieżki COP	588,28 ± 174,10	562,42 ± 153,59 *	593,49 ± 166,81 *	605,8 ± 143,17
Pole powierzchni COP	246,11 ± 275,40	194,11 ± 207,91	181,99 ± 177,69	164,85 ± 226,5
Stosunek długości do pola powierzchni	13,82 ± 19,94	5,79 ± 4,17	8,55 ± 8,85	12,03 ± 10,36

* rozkład normalny (Wynik testu Shapiro-Wilk dla p>0,05)

6.2 Czas wykonania testu Sit to Stand

Analiza rozkładu zmiennych wykazała, że jedynie w przypadku drugiego terminu badania w grupie kontrolnej wyniki nie podlegały rozkładowi normalnemu, dlatego do porównania wyników testu między terminami wykorzystano w grupie NW test t-studenta, a w grupie kontrolnej test Wilcoxon.

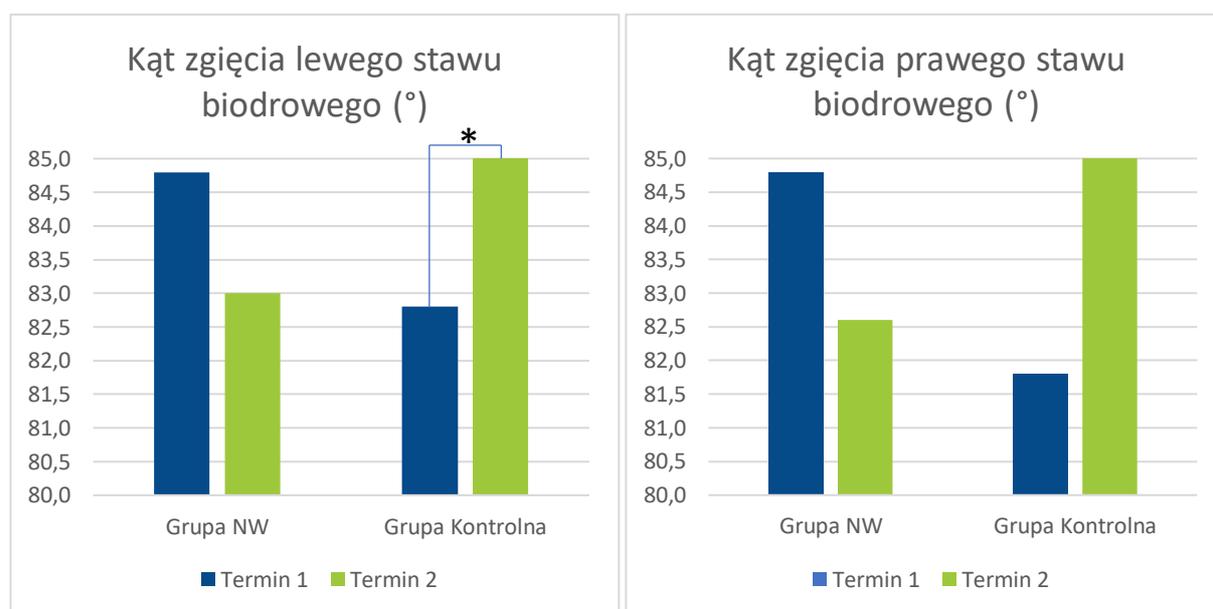


Rycina 3 Czas wykonania testu Sit to Stand

Czas wstawania jest parametrem, który zgodnie z założeniami pracy, pod wpływem regularnego treningu Nordic Walking powinien maleć. W grupie Nordic Walking zaobserwowano istotne statystycznie skrócenie czasu niezbędnego do wykonania testu z 10,9 s, do 9,9s ($p < 0,001$). W grupie kontrolnej nie zaobserwowano istotnej zmiany, choć czas wstawania zmalał o 0,3 s z 11,8 s do 11,5 s. Porównanie przyrostów w obu grupach pomiędzy terminami wykazało istotną różnicę pomiędzy średnimi wartościami w drugim terminie badania. Grupa NW uzyskała czas 9,9 s, a grupa GK 11,5 s, różnica wyniosła 1,6 s ($p = 0,002$).

6.3 Kąt zgięcia stawu biodrowego

Analiza rozkładu zmiennych w przypadku kątów zgięcia zarówno prawego, jak i lewego stawu biodrowego wygląda bardzo podobnie. W grupie NW w obu stawach w pierwszym terminie zmienne należały do rozkładu normalnego, a w drugim terminie od tego rozkładu odbiegały. W przypadku grupy kontrolnej kąty zgięcia obu stawów w obu terminach należały do rozkładu normalnego. Na tej podstawie, do porównania wyników poszczególnych grup pomiędzy terminami posłużyły różne testy: w przypadku grupy NW do porównania wartości obu stawów biodrowych posłużył nieparametryczny test Wilcoxon, a w przypadku grupy kontrolnej test t-studenta. Do porównania wyników w danym terminie pomiędzy grupami posłużył test Manna-Whitneya.



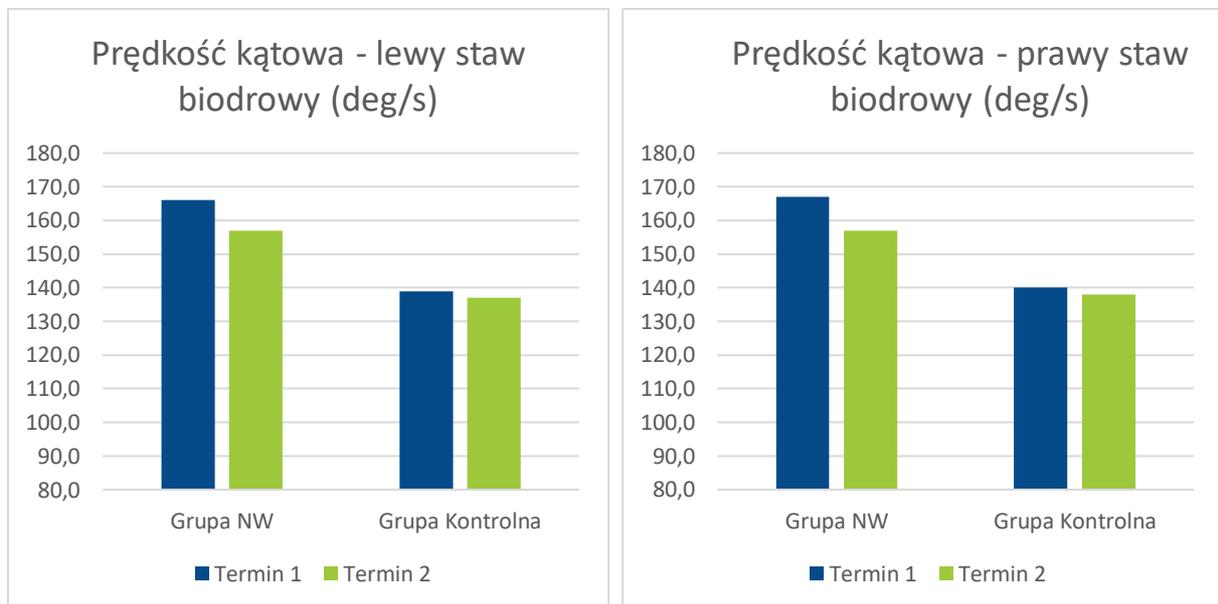
Rycina 4 Kąt zgięcia stawu biodrowego w obydwu grupach badanych

Kąty zgięcia stawów biodrowych zgodnie z założeniami pracy powinny maleć pod wpływem regularnego treningu Nordic Walking. Parametr ten określa wartość kąta zgięcia danego stawu biodrowego podczas wstawania w momencie oderwania miednicy od siedziska krzesła. W grupie eksperymentalnej można zaobserwować spadek wartości zgięcia obu stawów biodrowych z 84,8° do 82,6° w prawym i z 84,8° do 83° w lewym stawie biodrowym, jednak różnice te nie są statystycznie istotne. W grupie kontrolnej zaobserwowano istotny statystycznie wzrost kąta zgięcia prawego stawu biodrowego z 81,8° w pierwszym terminie do 88° w drugim terminie badania ($p=0,011$). Jednocześnie w lewym stawie wartość kąta wzrosła

z 82,8° do 86,1°, jednak różnica nie była istotna. Analiza przyrostów nie wykazała istotnej różnicy kątów zgięcia stawów biodrowych pomiędzy grupami.

6.4 Prędkość kątowa stawu biodrowego

Analiza rozkładu zmiennych w przypadku prędkości kątowej stawów biodrowych wygląda bardzo podobnie dla obu stawów. W grupie NW prędkości kątowe obu stawów biodrowych w pierwszym terminie odbiegały od rozkładu normalnego. Wszystkie pozostałe wartości należały do rozkładu normalnego.

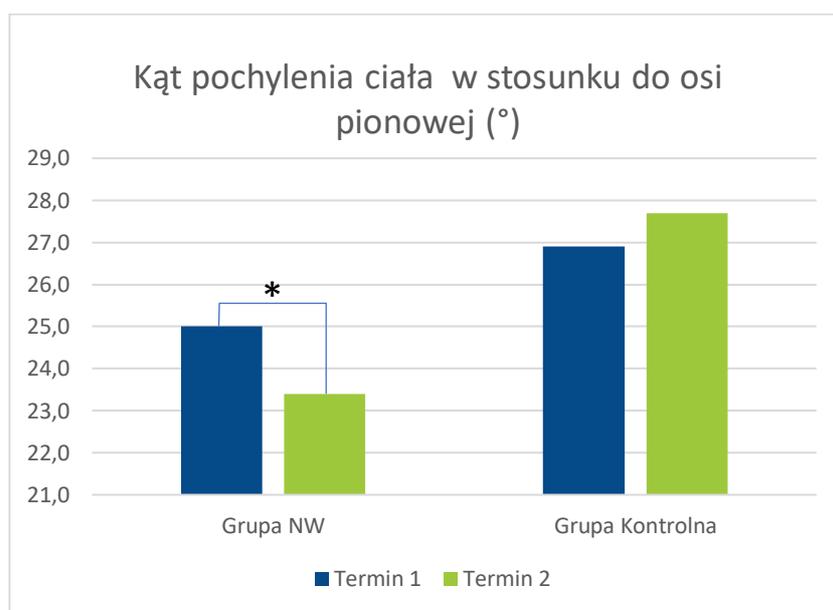


Rycina 5 Prędkość kątowa stawu biodrowego w obydwu grupach

Prędkość kątowa stawów biodrowych podczas wstawania, zgodnie z założeniami pracy, powinna wzrastać pod wpływem regularnego treningu Nordic Walking. Parametr ten określa maksymalną prędkość kątową zarejestrowaną podczas całego cyklu wstawania z krzesła. W grupie Nordic Walking prędkości kątowe obu stawów biodrowych malały ze 167 deg/s do 157 deg/s w prawym oraz ze 166 deg/s do 157 deg/s w lewym, jednak były to zmiany nieistotne statystycznie. W grupie kontrolnej wartości tego parametru w obydwu stawach utrzymywały zbliżoną wartość w pierwszym i drugim terminie także nie wykazując istotnych statystycznie różnic. Również porównanie pomiędzy grupami w poszczególnych terminach nie wykazało istotnych różnic.

6.5 Kąt nachylenia ciała w stosunku do osi pionowej

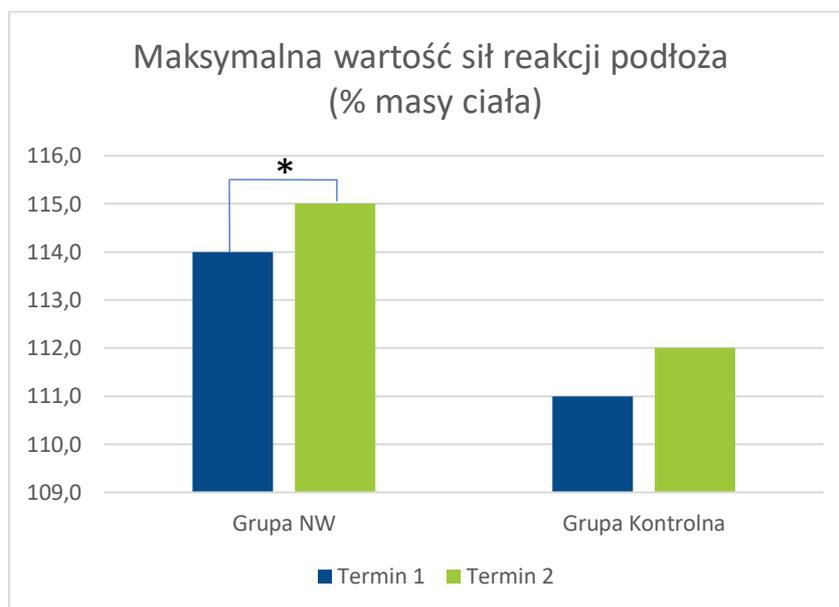
Wartości kąta pochylenia tułowia w stosunku do pionu podczas wstawiania obu grup w obu terminach należały do rozkładu normalnego, dlatego do porównania wyników między terminami wykorzystany został test t-studenta.



Rycina 6 Kąt pochylenia tułowia w stosunku do pionu

Parametr ten określa wartość kątową pochylenia tułowia podczas wstawiania z krzesła w momencie oderwania miednicy od siedziska. Kąt ten zgodnie z założeniami pracy powinien maleć w wyniku regularnego treningu Nordic Walking. W grupie eksperymentalnej zaobserwowano istotny statystycznie spadek z 25,01° do 23,4° ($p < 0,001$). W grupie kontrolnej zaobserwowano nieistotny statystycznie wzrost kąta pochylenia ciała z 26,86° do 27,72°.

6.6 Wartość sił reakcji podłoża

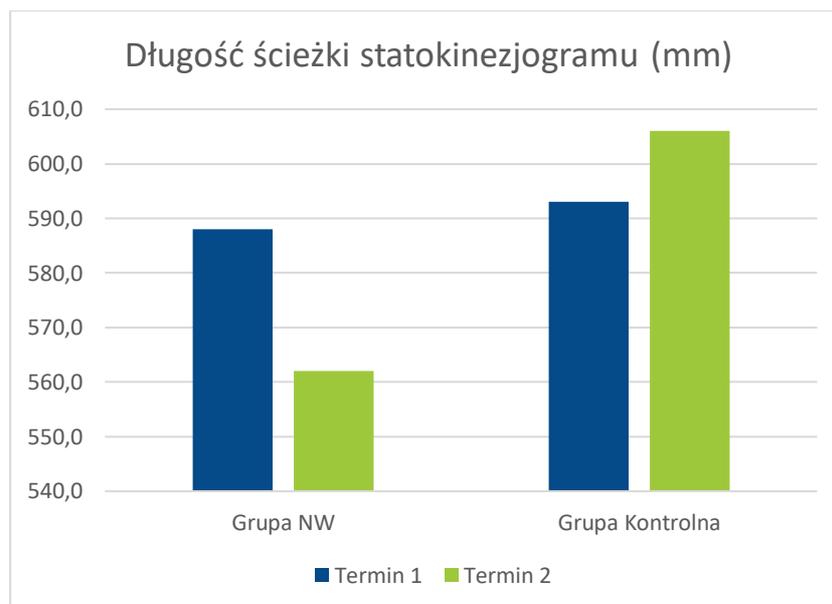


Rycina 7 Maksymalna wartość sił reakcji podłoża wyrażona jako procent ciężaru ciała

Parametr ten wskazuje na maksymalną wartość sił reakcji podłoża podczas wstawania. Wartości zostały znormalizowane w stosunku do ciężaru ciała i przedstawione jako wartość procentowa ciężaru ciała. Zgodnie z założeniami pracy parametr ten powinien wzrastać w wyniku regularnego treningu Nordic Walking. W grupie Nordic Walking przed treningiem odnotowano 114,38%, a po 115,43%, co stanowi statystycznie istotny wzrost sił reakcji podłoża ($p < 0,001$). Natomiast w grupie kontrolnej nastąpił nieistotny wzrost z poziomu 111,27% do 112,06%.

6.7 Długość ścieżki statokinezyjogramu

Długość ścieżki kinezyjogramu odbiegała od rozkładu normalnego w grupie NW w pierwszym terminie oraz w grupie kontrolnej w drugim terminie badania. Pozostałe wyniki należały do rozkładu normalnego.

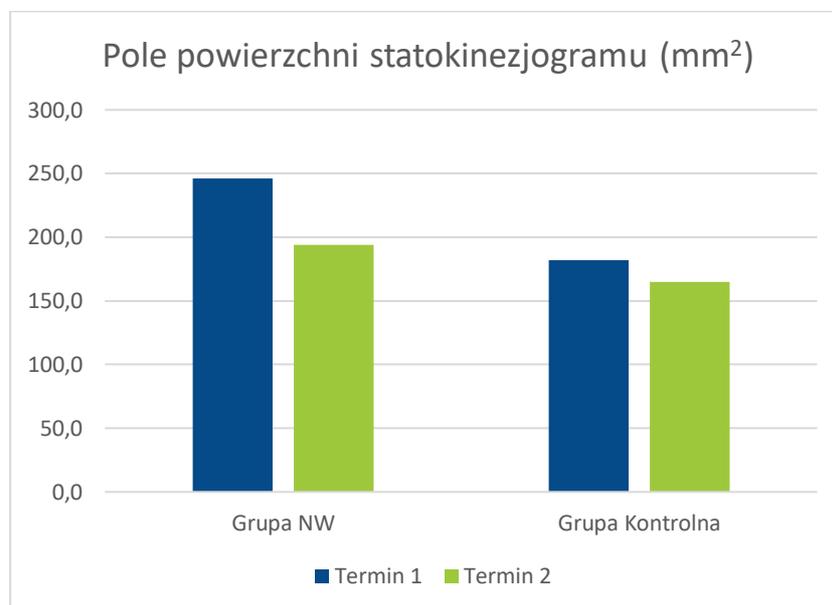


Rycina 8 Długość ścieżki statokinezyjogramu

Statokinezyjogram jest odzwierciedleniem ruchów punktu centrum nacisku na podłoże w układzie współrzędnych, gdzie oś X określa kierunek przyśrodkowo-boczny, a oś Y kierunek przednio-tylny. Parametr ten zgodnie z założeniami pracy powinien maleć w wyniku systematycznego treningu Nordic Walking. W grupie eksperymentalnej długość statokinezyjogramu zmalała z 588,28 mm do 562,42 mm, a w grupie kontrolnej wzrosła z 593,49 mm do 605,8 mm. Żadna z wymienionych zmian nie była istotną statystycznie.

6.8 Pole powierzchni statokinezygramu

Wartości opisujące pole powierzchni statokinezygramu w obu grupach, w obu terminach znacząco odbiegały od rozkładu normalnego.

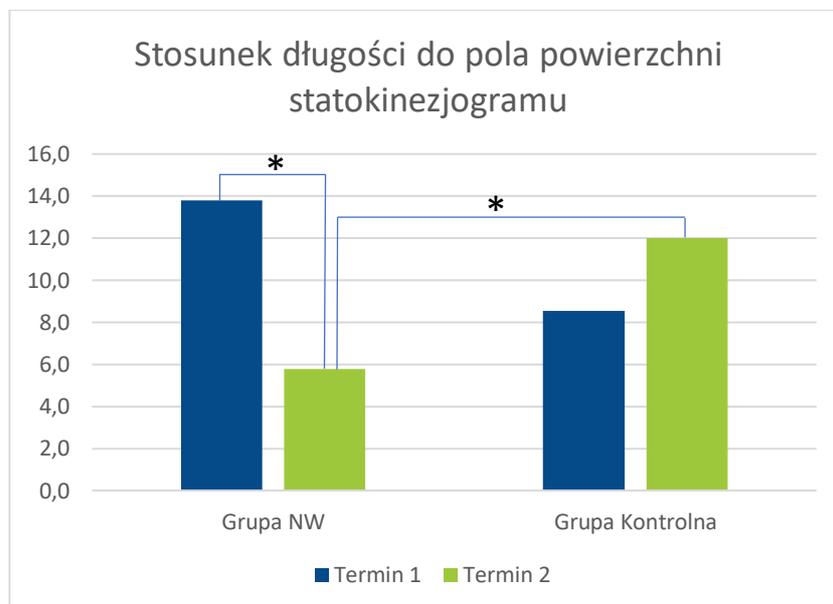


Rycina 9 Pole powierzchni statokinezygramu

Parametr ten określa powierzchnię, jaką zakreślił punkt centrum nacisku na podłoże. Zgodnie z założeniami pracy, pole powierzchni statokinezygramu w wyniku systematycznego treningu Nordic Walking powinien maleć. W grupie eksperymentalnej zaobserwowano wyraźne, ale nieistotne statystycznie zmniejszenie się tego parametru z 246,11 mm² do 194,11 mm². W grupie kontrolnej wartości z pierwszego i drugiego terminu badań wynosiły odpowiednio 181,99 mm² i 164,85 mm², a różnica również nie wykazała istotności statystycznej.

6.9 Stosunek długości statokinezjogramu do jego pola powierzchni

Parametry te, podobnie jak pole powierzchni statokinezjogramu w obydwu grupach i w obydwu terminach znacząco odbiegały od rozkładu normalnego.



Rycina 10 Stosunek długości do pola powierzchni statokinezjogramu

Stosunek długości statokinezjogramu, do jego pola powierzchni zgodnie z założeniami pracy powinien maleć w wyniku regularnego treningu Nordic Walking. W grupie eksperymentalnej zaobserwowano istotny statystycznie spadek wartości z 13,82 do 5,79 ($p=0,044$). W grupie kontrolnej natomiast zaobserwowano jego wzrost z 8,55 do 12,03, ale ta zmiana nie była istotna statystycznie.

6.10 Analiza korelacji różnic pomiędzy terminami

Analizie korelacji poddano różnice wyników grupy Nordic Walking przed i po dwunastotygodniowym treningu. Do porównania parametrów użyto współczynnika korelacji rang rho Spearmana. W tabeli 5. przedstawiona została matryca korelacji poszczególnych parametrów względem siebie, ze wskazaniem wartości współczynnika rho oraz kierunku danej korelacji. Kolorem czerwonym oznaczono istotne statystycznie powiązania pomiędzy parametrami, a ilość gwiazdek oznacza poziom istotności (* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$). W poniższej tabeli, dla zachowania jej przejrzystości, nie uwzględniono korelacji pomiędzy tymi samymi parametrami. W dalszej części tekstu zostały zaprezentowane i omówione istotne zależności pomiędzy poszczególnymi parametrami.

Tabela 5 Zależność różnic parametrów między terminami w grupie Nordic Walking

Korelacje Spearman rho	Czas testu	Kąt zgięcia prawego stawu biodrowego	Kąt zgięcia lewego stawu biodrowego	Prędkość kątowna prawego stawu biodrowego	Prędkość kątowna lewego stawu biodrowego	Kąt pochylenia tułowia	Maksymalna wartość sił reakcji podłoża	Długość ścieżki statokinezyjogramu	Pole powierzchni statokinezyjogramu
Kąt zgięcia prawego stawu biodrowego	-0,002	--	--	--	--	--	--	--	--
Kąt zgięcia lewego stawu biodrowego	-0,063	0,948 ***	--	--	--	--	--	--	--
Prędkość kątowna prawego stawu biodrowego	-0,232	-0,152	-0,041	--	--	--	--	--	--
Prędkość kątowna lewego stawu biodrowego	-0,164	-0,098	0,006	0,945 ***	--	--	--	--	--
Kąt pochylenia tułowia	0,249	-0,217	-0,204	-0,081	-0,165	--	--	--	--
Maksymalna wartość sił reakcji podłoża	-0,796 ***	-0,044	0,004	0,147	0,117	-0,411 *	--	--	--
Długość ścieżki statokinezyjogramu	-0,031	0,424 *	0,416 *	-0,517 **	-0,469 *	-0,015	-0,065	--	--
Pole powierzchni statokinezyjogramu	0,267	0,104	0,001	-0,344	-0,249	0,037	-0,133	0,359	--
Stosunek długości do pola powierzchni statokinezyjogramu	-0,306	0,090	0,215	0,300	0,220	0,049	0,152	-0,167	-0,885 ***

Tabela 6 Zależność wartości sił podłoża z czasem trwania testu STS oraz Kątem pochylenia tułowia w stosunku do pionu

Wartość sił reakcji podłoża		
Parametr	Spearman rho	p
Czas testu	-0,796	<0,001 ***
Kąt pochylenia tułowia w stosunku do pionu	-0,411	0,027 *

Wraz ze wzrostem wartości sił podłoża zaobserwowano istotny statystycznie (rho = -0,796) spadek czasu trwania całego testu Sit to Stand, a także zmniejszenie kąta pochylenia tułowia w stosunku do pionu (rho = -0,411) (tabela 6).

Tabela 7 Zależność długości ścieżki statokinezyjogramu z kątem zgięcia oraz prędkością kątową prawego i lewego stawu biodrowego

Długość ścieżki statokinezyjogramu		
Parametr	Spearman rho	p
Kąt zgięcia prawego stawu biodrowego	0,424	0,023 *
Kąt zgięcia lewego stawu biodrowego	0,416	0,025 *
Prędkość kątowa prawego stawu biodrowego	-0,517	0,004 **
Prędkość kątowa lewego stawu biodrowego	-0,469	0,010 *

Wraz ze skróceniem długości ścieżki statokinezyjogramu zaobserwowano istotne zmniejszenie się kątów zgięcia prawego (rho = 0,424) i lewego (rho = 0,416) stawu biodrowego, a także wzrost prędkości kątowej w prawym (rho = -0,517) i lewym (rho = -0,469) stawie biodrowym (tabela 7).

Tabela 8 Zależność Kąta zgięcia prawego stawu biodrowego z kątem zgięcia lewego stawu biodrowego

Kąt zgięcia prawego stawu biodrowego		
Parametr	Spearman rho	p
Kąt zgięcia lewego stawu biodrowego	0,948	<0,001 ***

Zestawienie różnic kątów zgięcia prawego i lewego stawu biodrowego również wykazało bardzo silny związek pomiędzy zmniejszeniem się wartości obu parametrów (rho = 0,948) (tabela 8).

Tabela 9 Zależność pola powierzchni statokinezojogramu ze stosunkiem długości do pola powierzchni statokinezojogramu

Pole powierzchni statokinezojogramu		
Parametr	Spearman rho	p
Stosunek długości do pola powierzchni statokinezojogramu	-0,885	<0,001 ***

Korelacja pola powierzchni statokinezojogramu i stosunku długości do pola powierzchni statokinezojogramu wykazała statystycznie istotny związek pomiędzy tymi parametrami ($\rho = -0,885$). Korelacja ta miała ujemny kierunek, co oznacza, że wraz ze zmniejszeniem się pola powierzchni statokinezojogramu, zmniejszeniu uległ także stosunek długości do pola powierzchni statokinezojogramu (tabela 9)

7 DYSKUSJA

Wyniki tej pracy wskazują, że udział kobiet w wieku postmenopauzalnym w dwunastotygodniowym treningu Nordic Walking, wpływa korzystnie na poszczególne parametry testu Sit-to-Stand. Podstawowym czynnikiem charakteryzującym test Sit-to-Stand jest czas potrzebny do wykonania zadania składającego się z 3 powtórzeń wstawania-siadania na krzesło. W przypadku powyższego badania, uczestniczki biorące udział w treningu Nordic Walking (NW) znacząco poprawiły ten wynik. Zaobserwowano skrócenie się czasu testu STS z 10,88s przed okresem treningowym do 9,89s po tym okresie ($p < 0,001$), przy czym w grupie kontrolnej zmiana tego parametru z 11,84s w pierwszym terminie na 11,45s w drugim, nie była statystycznie istotną ($p=0,762$).

Badania własne wpisują się w uzyskane wyniki z podobnych eksperymentów badawczych. Jednym z podstawowych założeń testu STS było badanie siły mięśniowej kończyn dolnych. Lord i wsp. (2002) wskazywali na istotną korelację pomiędzy czasem wykonania testu STS, a siłą mięśni prostowników stawu kolanowego, gdzie wraz ze wzrostem siły mięśni, malał czas potrzebny na wykonanie zadania. Do podobnych wniosków doszli Corrigan i Bohannon (2001), którzy w swej pracy skorelowali czas wstawania z krzesła (STS) z siłą prostowania stawu kolanowego. W wyniku tego zestawienia, zaobserwowano, że większa siła prostowania kolana wiąże się z krótszym czasem potrzebnym do wykonania zadania STS. Do podobnych wniosków doszli Lee i Park (2015), którzy w swojej publikacji poddali badaniu testem Sit to Stand grupę osób starszych (wiek >70 r.ż.) biorących udział w dwunastotygodniowym treningu Nordic Walking oraz grupę wykonującą ogólne ćwiczenia fizyczne. Zaobserwowali oni w istotny statystycznie wzrost maksymalnej liczby powtórzeń wstawania z krzesła o 25,9% ($p < 0,05$), co według autorów oznaczało znaczący wzrost siły mięśniowej kończyn dolnych. Powyższe wnioski mogą uzasadniać założenie, że systematyczny trening NW skutecznie zwiększa siłę mięśni kończyn dolnych, tym samym skracając czas potrzebny do wykonania testu. Podobne obserwacje poczynili Cheng i wsp. (2014), którzy zaobserwowali związek pomiędzy czasem wykonania testu STS i mocą generowaną przez mięśnie kończyn dolnych w grupach osób młodych (najkrótszy czas testu, największe wartości generowanych mocy), osób starszych, które nie odnotowały upadków (pośrednie wartości czasu i mocy) i osób starszych, które

upadały w ciągu ostatnich 12 miesięcy (najdłuższy czas testu, najniższe wartości generowanych mocy).

Uznaje się, że Nordic Walking w korzystny sposób angażuje w znaczącym stopniu nie tylko dolne, ale dzięki wykorzystaniu podczas propulsji kijków, także górne partie ciała. Stwierdzono, że dwunastotygodniowy trening NW nie tylko zwiększa zakresy ruchu w obrębie stawów kończyn górnych, ale również podnosi próg odczuwania bólu w obrębie mięśni biorących udział podczas marszu z kijkami (Kocur *i wsp.*, 2017a). Zoffoli *i wsp.* (2017) porównali zaangażowanie mięśni tułowia podczas zwykłego marszu oraz marszu z kijkami. Zaobserwowali oni większe zaangażowanie (rekrutację) mięśnia prostownika grzbietu, skośnego zewnętrznego i prostego brzucha podczas marszu z kijkami w porównaniu z normalnym chodzeniem. Autorzy w swej pracy zasugerowali, że w przypadku marszu z kijkami poszczególne grupy mięśni pełnią swoiste funkcje: m. prostownik grzbietu i wielodzielny wspierają tułów podczas uderzenia pięty o podłoże, m. skośny brzucha zewnętrzny kontroluje rotację miednicy, a m. prosty brzucha równoważy siły generowane przez kończyny górne podczas odbijania się z wykorzystaniem kijków NW.

W przypadku testu STS poziom siły mięśniowej odgrywa istotną rolę nie tylko w przypadku czasu wstawania, ale również w strategii wykonania samego wzorca ruchowego. Scarborough *i wsp.* (1999; 2007) na podstawie pracy Hughesa (1996) opisała trzy strategie wstawania z krzesła i scharakteryzowała biomechaniczne różnice występujące pomiędzy nimi. Pierwszy wzorzec określany jest jako zmiana pędu (ang. momentum transfer - MT). Strategia ta polega na zmianie ruchu górnej części tułowia z kierunku przedniego na ruch pionowy tułowia ku górze, a w momencie oderwania miednicy od siedziska krzesła, kontynuowany jest ruch w kierunku przednim. Strategia ta opiera się na płynnym ruchu tułowia z jednoczesnym wyprostem tułowia i stawów kolanowych. Drugi rodzaj strategii określany jako pogłębione zgięcie tułowia (ang. exaggerated trunk flexion - ETF) polega na wykorzystaniu pogłębionego zgięcia tułowia w przód, aby umieścić środek ciężkości ciała przed stopami podczas oderwania miednicy od siedziska. W tym mechanizmie wyprost tułowia odbywa się dopiero w końcowej fazie przyjmowania pozycji stojącej, już po osiągnięciu wyprostów w stawach kolanowych i biodrowych. Hughes (1996) określił to jako strategię stabilizacji, którą obserwował najczęściej u osób starszych z ograniczeniami funkcjonalnymi. Trzeci rodzaj strategii określany

jest jako dominujący wznos pionowy (ang. dominant vertical rise - DVR) i opiera się głównie na pionowym wznosie tułowia przy jednocześnie zmniejszonym kącie jego pochylenia.

Analiza biomechaniczna wyżej wymienionych trzech strategii wstawania, przeprowadzona przez Scarborough (2007) wykazała, że najczęstszym wzorcem obserwowanym w badanej grupie była zmiana pędu obserwowana u 68,4% badanych. Najistotniejszym czynnikiem we wspomnianym badaniu był kąt pochylenia tułowia, który wynosił średnio: w grupie MT 45,71°, ETF 58,11°, DVR 34,88°. Również moment obrotowy generowany w stawach kolanowych w teście różnił się w zależności od grupy i przyjmował najniższe wartości w grupie ETF, a najwyższe w grupie DVR. Autorzy sugerują, że wyższa wartość momentu obrotowego w stawach kolanowych podczas wstawania, jest ściśle związana ze zmniejszeniem kąta pochylenia tułowia, a zmniejszony moment obrotowy w stawach kolanowych koreluje ze zwiększaniem się kąta pochylenia tułowia. W badaniach własnych zaobserwowano istotne zmniejszenie się kąta pochylenia tułowia, jednak w niniejszej pracy nie analizowano parametrów związanych ze stawami kolanowymi, a poddane ocenie wartości kątowe i prędkości w stawach biodrowych, nie uległy istotnej zmianie pod wpływem treningu NW i nie korelowały w żaden sposób z pochyleniem tułowia.

Lummel i wsp. (2018) przeprowadzili badanie, w którym poddali analizie zależność między ogólną siłą mięśniową, a poszczególnymi parametrami testu STS. W ich pracy, najsilniej korelującym z siłą mięśniową parametrem także okazał się kąt pochylenia tułowia, który u osób starszych o mniejszej sile mięśniowej podczas wstawania przyjmował większe wartości, niż u osób z większą siłą. Ponadto, u słabszych badanych wykazano, że po oderwaniu miednicy od siedziska zwiększa się wyprost tułowia, który dodatkowo odbywał się z większą prędkością kątową. Także prędkość wykonywania testu może wpływać na dobór strategii wstawania (Gross i wsp., 1998). Okazuje się, że test STS wykonywany z maksymalną możliwą prędkością ruchu zmniejsza kąt pochylenia tułowia z jednoczesnym zwiększeniem się aktywności mięśni prostujących staw kolanowy i biodrowy i zwiększeniem się momentu obrotowego w stawie kolanowym. W badaniach własnych nie zaobserwowano jednak zależności pomiędzy prędkością wykonania testu, a kątem pochylenia tułowia. Głębsze pochylenie tułowia wyraźnie wiąże się ze zwiększeniem stabilności tułowia, co przedstawił w swojej pracy Schultz i wsp. (1992). Zaobserwowali oni, że podczas wstawania z krzesła upośledzone osoby starsze umieszczały środek nacisku z przodu, zdrowe osoby starsze na środku, a osoby młode z tyłu w stosunku do płaszczyzny podporu stóp. Zasugerowano, że osoby badane kładły większy

nacisk na umieszczenie środka nacisku stóp w miejscu pozwalającym na osiągnięcie wystarczającej stabilności tułowia, niż na zmniejszenie wymaganej siły mięśniowej. Większość przytaczanych prac bierze pod uwagę wpływ siły mięśni prostowników stawu kolanowego na strategię wstawania z krzesła, jednak Gross i wsp. (1998) doszli do wniosku, że dużo ważniejszą rolę w teście STS odgrywają mięśnie stawu biodrowego. Ich praca dowodzi, że mniejsza siła zginaczy stawu biodrowego powodowała bardziej przednie umiejscowienie środka ciężkości ciała i środka nacisku stóp podczas wstawania, a także zmniejszał się dystans pomiędzy nimi, dzięki czemu podczas ostatniej fazy wstawania potrzebne były mniejsze momenty hamujące ruch tułowia do przodu.

Przytoczone wyniki wskazują wyraźnie na zależność, jaka wywiązuje się pomiędzy parametrem siły mięśniowej, a ustawieniem kątowym tułowia podczas przyjmowania pozycji stojącej. Bardziej dynamiczne wykorzystanie ruchów tułowia jest charakterystyczne dla osób o mniejszej sile mięśniowej i wydaje się być mechanizmem kompensującym, który wraz z wydłużeniem czasu wykonania testu pozwala w większym stopniu kontrolować równowagę ciała. Powyższe informacje potwierdzają obserwacje poczynione w tej pracy. Korzystny wpływ systematycznego treningu NW przejawia się w istotnym skróceniu czasu wykonania testu STS, który to parametr wskazuje na zwiększanie się siły mięśni kończyn dolnych, miednicy oraz dolnej części tułowia. Taka reakcja organizmu na zadaną aktywność fizyczną przynosi jeszcze jedną, niewątpliwą korzyść, jaką jest zmniejszenie ryzyka upadków.

Zmniejszenie wartości kąta pochylenia tułowia podczas wstawania z krzesła jest również wynikiem korzystnych zmian zachodzących w wyniku treningu NW. Zgodnie z przytaczanymi powyżej wynikami obserwacji wielu autorów, należy uznać, że taka zmiana wiąże się ze zwiększeniem siły mięśniowej w obrębie kończyn dolnych, ale także z poprawą w zakresie kontroli równowagi ciała, dzięki czemu zmienia się strategia wykonania testu na bardziej efektywną i szybszą.

Wartość składowej pionowej siły reakcji podłoża pozwala dokładnie wyznaczyć poszczególne fazy wstawania z pozycji siedzącej. Pacjent, siedząc na krześle ustawia stopy na platformie, która rejestruje ich ciężar. Początek ruchu wiąże się z nadaniem górnej części tułowia pędu, co odbywa się dzięki pracy mięśni brzucha i zginaczy stawów biodrowych, które odciążają stopy, co można zaobserwować jako spadek wartości siły reakcji podłoża. Następnie, pochylenie tułowia do przodu zwiększa obciążenie stóp, a to zapoczątkowuje wzrost sił reakcji

podłoża. Gdy siła pionowa osiąga w tej fazie wartości większe niż ciężar ciała, ruch środka ciężkości kieruje się ku dołowi, jednak działanie sił ekscentrycznych i izometrycznych sprawia, że zmianie ulega kierunek pędu tułowia z przedniego na pionowy i środek ciężkości zaczyna przyspieszać ku górze. Gdy wartość sił reakcji podłoża osiąga wartość maksymalną, wówczas następuje oderwanie miednicy od siedziska krzesła. Wraz z wyprostem tułowia następuje stopniowe zmniejszanie się siły reakcji podłoża, pomimo, że środek ciężkości ciała wciąż unosi się ku górze. Dzieje się tak, aż do wyrównania się wartości sił reakcji podłoża i ciężaru ciała, kiedy to ciało osiąga pozycję wyprostowaną. Końcowe, niewielkie wychylenia sił reakcji podłoża reprezentują fazę stabilizacji i wywołane są przez mięśnie podudzi, które całkowicie wyhamowują ruch całego ciała ku przodowi. Wraz z ustabilizowaniem się pozycji ciała, składowa pionowa siła reakcji podłoża osiąga wartość równą ciężarowi ciała (Jaeger, R J. Kralj, 1990; Lindemann *i wsp.*, 2003; Yamada i Demura, 2009). W badaniach własnych wartość sił reakcji podłoża została znormalizowana do ciężaru ciała osoby badanej i wyrażona jako jego procent, co umożliwiło analizę statystyczną. Największą korelację z pionową składową siłą reakcji podłoża wykazują maksymalny moment obrotowy i uśredniona wartość mocy mierzone podczas izokinetycznego zgięcia i wyprostowania stawu kolanowego oraz uśrednionej mocy w zgięciu podeszwowym stopy (Tsuiji *i wsp.*, 2015) oraz prostownika grzbietu i mięśni uda, które wpływają na wyprost i zgięcie w stawie biodrowym (Millington *i wsp.*, 1992). W pracy Tsuiji *i wsp.* (2015) autorzy poddali analizie zależność parametrów izokinetycznych w stawach kolanowych i skokowych (maksymalny moment obrotowy i średnia moc podczas zgięcia i wyprostowania w stawach) w stosunku do maksymalnej wartości sił reakcji podłoża, tempa rozwoju siły (RFD9/w) oraz czasu trwania testu pięciokrotnego wstawania z krzesła (FTSTS). Autorzy zaobserwowali istotne statystycznie korelacje pomiędzy parametrami izokinetycznymi mięśni i wartościami analizowanymi przy pomocy platform dynamometrycznych, jednak nie zaobserwowali żadnej zależności pomiędzy żadnym z wymienionych parametrów, a czasem trwania testu FTSTS. Autorzy zasugerowali, że analiza wartości sił reakcji podłoża podczas wstawania z krzesła niesie lepsze wartości poznawcze, niż pomiar czasu trwania testu STS jako predyktor siły mięśni kończyn dolnych. W związku z tym, maksymalna wartość sił reakcji podłoża w piśmiennictwie korelowana jest głównie z ryzykiem wystąpienia upadków, gdzie osoby, które upadały w ciągu dwunastu miesięcy przed badaniem, generowały istotnie mniejsze wartości maksymalnej siły reakcji podłoża w porównaniu z osobami, które w tym okresie nie upadały (Chorin *i wsp.*, 2016).

Cheng i wsp. (1998) przeprowadzili badanie porównujące osoby starsze: zdrowe, po udarze bez upadku, po udarze z co najmniej jednym upadkiem od udaru. Wyniki ich pracy wskazują na istotne różnice w maksymalnych wartościach sił reakcji podłoża znormalizowanych do ciężaru ciała pomiędzy wszystkimi trzema grupami badanych: osoby zdrowe 114,32% ciężaru ciała, udarowcy nieupadający 107,19%, udarowcy upadający 103,26%.

W badaniach własnych parametr ten istotnie wzrósł w wyniku systematycznego treningu NW (z 114,38 % do 115,43%). Odnotowano bardzo istotną ($\rho = -0,796$) korelację ujemną maksymalnej siły reakcji podłoża z czasem trwania STS, a także z kątem pochylenia tułowia ($\rho = -0,411$). W obydwu przypadkach wzrostowi wartości sił reakcji podłoża towarzyszył spadek korelowanej wartości, co może sugerować, że dwunastotygodniowy trening NW wpływając na siłę i kontrolę mięśniową tułowia i kończyn dolnych spowodował poprawę dynamiki ruchu w fazie oderwania miednicy od siedziska, widoczną w większych wartościach sił pionowych podłoża, a także wpłynął na mięśnie podudzi skracając czas fazy stabilizacji, dzięki czemu możliwa była zmiana strategii wstawania na tę, bazującą w większym stopniu na zmianie pędu, zamiast pogłębionego skłonu tułowia.

Wspomnianą powyżej fazę stabilizacji (końcową fazę całego procesu wstawania), w piśmiennictwie charakteryzuje się czasem jej trwania. Początek tej fazy przypada na moment, gdy tułów znajduje się już w pozycji wyprostowanej i nie przemieszcza się ku przodowi; wówczas siły reakcji podłoża zbliżone są do wartości ciężaru ciała, jednak dają się zaobserwować ich drobne wahania związane głównie z pracą mięśni podudzi, które wyhamowują ruch i równoważą siły destabilizujące tułów (Lindemann *i* wsp., 2003). To właśnie w charakterystyce tej fazy można zaobserwować najistotniejsze różnice pomiędzy grupami osób młodych i starszych wykonujących test STS, gdzie obserwuje się znaczne wydłużenie tej fazy wśród osób starszych, przy czym fazy poprzedzające stabilizację nie wykazywały znaczących różnic w zależności od wieku (Akram i McIlroy, 2011). W tej samej publikacji znaleźć można informacje na temat zachowania się środka nacisku stóp na podłoże (COP – center of pressure) podczas wstawania z krzesła. Autorzy skupili uwagę na zachowaniu się COP podczas samej fazy stabilizacji. Zaobserwowali istotne różnice w całkowitej długości ścieżki w kierunku przednio-tylnym (AP) oraz przyśrodkowo-bocznym (ML) pomiędzy grupami wiekowymi, gdzie oba parametry osiągały większe wartości u osób starszych.

Autorzy wywnioskowali, że jest to efekt gorszej kontroli stabilności postawy wynikającej z procesu starzenia się ciała. Podobny obraz przemieszczania się COP podczas testu STS można zobaczyć we wspomnianej już pracy Cheng i wsp. (1998), którzy analizowali zakresy wychyleń w obu płaszczyznach AP i ML podczas całego testu. W przypadku wychyleń przednio-tylnych (AP) COP osiągało największą rozpiętość u osób starszych po udarze i po upadkach (13,13mm), pośrednią u osób starszych po udarze bez upadków (10,23mm), a najmniejszą u osób starszych zdrowych (8,48mm), przy czym statystyczną istotność zaobserwowano jedynie pomiędzy grupą osób zdrowych, a osób po udarach i upadkach. Wychylenia boczne COP osób po udarze i po upadkach (21,05mm) wykazały istotne różnice zarówno w porównaniu z osobami zdrowymi (6,73mm), jak i osobami po udarach nieupadających (12,05mm). Z powyższych wyników można wyciągnąć wniosek, że pole powierzchni podczas ruchu STS przyjmowało największą wartość wśród upadających osób starszych po udarze, pośrednią u osób po udarze nieupadających i najmniejszą wśród osób zdrowych.

Założenia prowadzonych badań są zbieżne z tezami zaprezentowanymi przez Kocura i wsp. (2015). Autorzy zasugerowali w swojej pracy, że NW powinien być rekomendowaną formą aktywności fizycznej, której celem jest poprawa kondycji oraz zmniejszenie ryzyka upadków wśród osób starszych.

W badaniach własnych nie zaobserwowano istotnych statystycznie różnic zarówno w przypadku długości ścieżki statokinezyjogramu (COP), jak i jego pola powierzchni, jednak widać tu pewną tendencję spadkową pod wpływem treningu NW, w wyniku którego szczególnie wyraźnie maleje długość COP w grupie badanej, przy jednoczesnym, nieznacznym wzroście w grupie kontrolnej. Przedstawiony wynik badania może być uzależniony od stopnia zdyscyplinowania osób uczestniczących w eksperymencie, m.in. zmiany pozycji stóp, ponieważ badani uznali, że to pozwoli im wykonać zadany wzorzec ruchu w sposób bardziej ergonomiczny; w takich sytuacjach niezbędne było powtórzenie całej próby, już przy zachowaniu prawidłowej pozycji stóp. Jednak podczas analizy danych okazało się, że w kilku przypadkach doszło do niezauważalnej *in vivo* zmiany pozycji stóp, a ponieważ wykorzystanie platform zakładało analizę ścieżki statokinezyjogramu i jego pola powierzchni w stosunku do układu współrzędnych, a nie do początku ścieżki, dlatego nawet niewielkie przesunięcie stopy, mogło spowodować znaczne rozbieżności. Aby uniknąć podobnych sytuacji w przyszłości, należy rozważyć normalizację statokinezyjogramu do początku jego ścieżki dla każdej pojedynczej części próby testu STS. Ponadto, obecnie najczęściej badany i dyskutowany

parametrem związanym ze statokinezyogramem jest szerokość i długość wychyleń w fazie stabilizacji testu STS, które na chwilę obecną pozwalają najrzetelniej ocenić poziom stabilności podczas tego funkcjonalnego zadania.

Kąt zgięcia i prędkość kątowna w stawach biodrowych w badaniach własnych nie uległa znaczącej zmianie. Także w piśmiennictwie nie udało się znaleźć wielu prac, które omawiałyby ten temat w odniesieniu do sprawności fizycznej, czy zdolności do zapobiegania upadkom. Jest to temat, który wymaga dalszych analiz.

8. Wnioski

Dwunastotygodniowy trening Nordic Walking wpływa korzystnie na wybrane parametry testu Sit to Stand, wskazując na znaczną poprawę osób biorących w nim udział w stosunku do grupy, która w tym czasie nie uczestniczyła w żadnej formie aktywności fizycznej.

1. Istotnej poprawie uległ czas wykonania testu, który wiąże się ze zwiększeniem siły mięśniowej kończyn dolnych, poprawą rekrutacji mięśni tułowia, a także korzystną zmianą wyboru strategii wstawania.
2. Stosunek długości statokinezyjogramu do jego pola powierzchni również ulega istotnemu zmniejszeniu, jednak jego składowe, czyli długość ścieżki statokinezyjogramu i pole powierzchni statokinezyjogramu nie ulegają istotnej poprawie, choć obserwowalny jest trend w pożądanym przez autora kierunku.
3. Maksymalna wartość sił reakcji podłoża (znormalizowana do wartości ciężaru ciała i wyrażona jako jego procent) pod wpływem dwunastotygodniowego treningu Nordic Walking uległa istotnej poprawie; wzrost maksymalnej wartości tych sił wiąże się ze wzrostem siły mięśni kończyn dolnych oraz zwiększeniem dynamiki wykonania samego testu. Wskazuje na to bardzo istotna korelacja ujemna tego parametru z czasem trwania testu STS oraz umiarkowana korelacja ujemna z kątem pochylenia tułowia.
4. Kąt pochylenia ciała pod wpływem stosowanego treningu również uległ istotnej poprawie; zmniejszyła się jego wartość, co związane jest najprawdopodobniej z wyborem strategii wstawania oraz wspomnianymi już konsekwencjami wzrostu siły mięśniowej kończyn dolnych i tułowia oraz poprawą ich rekrutacji.
5. Kąty zgięcia stawów biodrowych podczas wykonywania testu STS nie uległy istotnej zmianie.
6. Prędkości kątowe mierzone w stawach biodrowych podczas wykonywania testu STS nie uległy istotnej zmianie.

Wszystkie powyżej wymienione czynniki, zestawione z dostępną w tym temacie literaturą, sugerują korzystny wpływ systematycznego treningu NW na prewencję upadków wśród osób biorących w nim udział.

9. Piśmiennictwo

1. A Hodge BW, Carlson KL, Fijan RS, Burgess RG, Harris WH, Mann RW. Contact Pressures from an Instrumented Hip Endoprosthesis. 1989
2. Ainsworth BE, Haskell WL, Whitt MC, Irwin ML, Swartz AM, Strath SJ, O'Brien WL, Bassett DR, Schimtz KH, Emplainscourt PO, Jacobs DR, Leon AS. Compendium of Physical Activities: an update of activity codes and MET intensities. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2000; 32: S498–516.
3. Akram SB, McIlroy WE. Challenging horizontal movement of the body during sit-to-stand: Impact on stability in the young and elderly. *Journal of Motor Behavior* 2011; 43: 147–53.
4. Antosiewicz J, Kortas J, Prusik K, Flis D, Leaver N, Ziemann E, Prusik K. Effect of Nordic Walking training on iron metabolism in elderly women. *Clinical Interventions in Aging* 2015; 10: 1889.
5. Bieler T, Siersma V, Magnusson SP, Kjaer M, Christensen HE, Beyer N. In hip osteoarthritis, Nordic Walking is superior to strength training and home-based exercise for improving function. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2017; 27: 873–86.
6. Bień Barbara. Zmiany narządowe towarzyszące procesowi starzenia. W: *Wieczorowska-Tobis K, Talarksa D. Geriatria i pielęgniarstwo geriatryczne. Podręcznik dla studiów medycznych.* Warszawa: PZWL; 2008. s. 43–52
7. Bloem BR, Valkenburg V V, Slabbekoorn M, Willemsen MD. The Multiple Tasks Test. *Gait & Posture* 2001; 14: 191–202.
8. Błaszczyk J, Hansen PD, Lowe DL. Evaluation of the postural stability in man: movement and posture interaction. *Acta neurobiologiae experimentalis* 1993; 53: 155–60.
9. Błaszczyk J, Lowe D, Hansen P. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait & Posture* 1994; 2: 11–7.
10. Błaszczyk J, Bacik B, Juras G. *Clinical Assessment of Postural Stability.* 2003
11. Błaszczyk J. *Biomechanika kliniczna.* PZWL, Warszawa 2004
12. Błaszczyk J, Czerwosz L. Stabilność posturalna w procesie starzenia. *Gerontologia Polska* 2005; 13: 25–36.
13. Bonjour J-P, Chevalley T, Ferrari S, Rizzoli R. The importance and relevance of peak bone mass in the prevalence of osteoporosis. *Salud Pública de México* 2009; 51: s5–17.
14. Borg G. Borg's perceived exertion and pain scales. *Human Kinetics* 1998: 104.

15. Buatois S, Miljkovic D, Manckoundia P, Gueguen R, Miget P, Vanason G, Perrin P, Benetos A. Five times sit to stand test is a predictor of recurrent falls in healthy community-living subjects aged 65 and older. *Journal of the American Geriatrics Society* 2008; 56: 1575–7.
16. Calkins H, Kuck KH, Cappato R, Brugada J, Camm AJ, Chen S-A, Crijns HJG, Damiano RJ, Davies DW, DiMarco J, Edgerton J, Ellenbogen K, Ezekowitz MD, Haines DE, Haissaguerre M, Hindricks G, Iesaka Y, Jackman W, Jalife J, Jais P, Kalman J, Keane D, Kim Y-H, Kirchhof P, Klein G, Kottkamp H, Kumagai K, Lindsay BD, Mansour M, Marchlinski FE, McCarthy PM, Mont JL, Morady F, Nademanee K, Nakagawa H, Natale A, Nattel S, Packer DL, Pappone C, Prystowsky E, Raviele A, Reddy V, Ruskin JN, Shemin RJ, Tsao H-M, Wilber D. 2012 HRS/EHRA/ECAS Expert Consensus Statement on Catheter and Surgical Ablation of Atrial Fibrillation: Recommendations for Patient Selection, Procedural Techniques, Patient Management and Follow-up, Definitions, Endpoints, and Research Trial Design. *Heart Rhythm* 2012; 9: 632-696.e21.
17. Cerveri I, Zoia MC, Fanfulla F, Spagnolatti L, Berrayah L, Grassi M, Tinelli C. Reference values of arterial oxygen tension in the middle-aged and elderly. *American journal of respiratory and critical care medicine* 1995; 152: 934–41.
18. Cheng P-T, Liaw M-Y, Wong M-K, Tang F-T, Lee M-Y, Lin P-S. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1998; 79: 1043–6.
19. Cheng Y-Y, Wei S-H, Chen P-Y, Tsai M-W, Cheng I-C, Liu D-H, Kao C-L. Can sit-to-stand lower limb muscle power predict fall status? *Gait & posture* 2014; 40: 403–7.
20. Chodzko-Zajko WJ, Proctor DN, Fiatarone Singh MA, Minson CT, Nigg CR, Salem GJ, Skinner JS. Exercise and physical activity for older adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2009; 41: 1510–30.
21. Chodzko-Zajko WJ, Proctor DN, Fiatarone Singh MA, Minson CT, Nigg CR, Salem GJ, Skinner JS, Skinner JS. Exercise and Physical Activity for Older Adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2009; 41: 1510–30.
22. Chomiuk T, Folga A, Mamcarz A. The influence of systematic pulse-limited physical exercise on the parameters of the cardiovascular system in patients over 65 years of age. *Archives of medical science : AMS* 2013; 9: 201–9.
23. Chorin F, Cornu C, Beaune B, Frère J, Rahmani A. Sit to stand in elderly fallers vs non-fallers: new insights from force platform and electromyography data. *Aging clinical and experimental research* 2016; 28: 871–9.
24. Corrigan D, Bohannon RW. Relationship between knee extension force and stand-up performance in community-dwelling elderly women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001; 82: 1666–72.
25. Cruz-Jentoft AJ, Baeyens JP, Bauer JM, Boirie Y, Cederholm T, Landi F, Martin FC, Michel J-P, Rolland Y, Schneider SM, Topinkova E, Vandewoude M, Zamboni M. Sarcopenia:

European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age and Ageing* 2010; 39: 412–23.

26. Dall PM, Kerr A. Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults. *Applied ergonomics* 2010; 41: 58–61.
27. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 1991; 10: 575–87.
28. Dehn MM, Bruce RA. Longitudinal variations in maximal oxygen intake with age and activity. *Journal of applied physiology* 1972; 33: 805–7.
29. Doherty TJ, Vandervoort AA, Taylor AW, Brown WF. Effects of motor unit losses on strength in older men and women. *J Appl Physiol* 1993; 74: 868–74.
30. Doherty TJ. Invited Review: Aging and sarcopenia. *Journal of Applied Physiology* 2003; 95: 1717–27.
31. Etnyre B, Thomas DQ. Event standardization of sit-to-stand movements. *Physical therapy* 2007; 87: 1651–66.
32. Ferrara N, Komici K, Corbi G, Pagano G, Furgi G, Rengo C, Femminella GD, Leosco D, Bonaduce D. β -adrenergic receptor responsiveness in aging heart and clinical implications. *Frontiers in Physiology* 2014; 4: 396.
33. Gillespie LD, Robertson MC, Gillespie WJ, Sherrington C, Gates S, Clemson LM, Lamb SE. Interventions for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2012
34. Gmiat A, Mieszkowski J, Prusik K, Prusik K, Kortas J, Kochanowicz A, Radulska A, Lipiński M, Tomczyk M, Jaworska J, Antosiewicz J, Ziemann E. Changes in pro-inflammatory markers and leucine concentrations in response to Nordic Walking training combined with vitamin D supplementation in elderly women. *Biogerontology* 2017; 18: 535–48.
35. Goodpaster BH, Park SW, Harris TB, Kritchevsky SB, Nevitt M, Schwartz A V., Simonsick EM, Tylavsky FA, Visser M, Newman AB. The Loss of Skeletal Muscle Strength, Mass, and Quality in Older Adults: The Health, Aging and Body Composition Study. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2006; 61: 1059–64.
36. Gross MM, Stevenson PJ, Charette SL, Pyka G, Marcus R. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait & Posture* 1998; 8: 175–85.
37. Grupa Robocza UE „Sport i Zdrowie”. Wytyczne Unii Europejskiej dotyczące aktywności fizycznej. Bruksela 2008; 10
38. Haskell WL, Lee IM, Pate RR, Powell KE, Blair SN, Franklin BA, MacEra CA, Heath GW, Thompson PD, Bauman A. Physical activity and public health: Updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the

- American Heart Association. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2007; 39: 1423–34.
39. Hawkins SA, Wiswell RA. Rate and Mechanism of Maximal Oxygen Consumption Decline with Aging: Implications for Exercise Training. *Sports Medicine* 2003; 33: 877–88.
 40. Höök P, Sriramoju V, Larsson L. Effects of aging on actin sliding speed on myosin from single skeletal muscle cells of mice, rats, and humans. *American Journal of Physiology-Cell Physiology* 2001; 280: C782–8.
 41. Houck J, Kneiss J, Bukata S V, Puzas JE. Analysis of vertical ground reaction force variables during a Sit to Stand task in participants recovering from a hip fracture. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2011; 26: 470–6.
 42. Howarth A, Shone GR. Ageing and the auditory system. *Postgraduate medical journal* 2006; 82: 166–71.
 43. Hu FB, Leitzmann MF, Stampfer MJ, Colditz GA, Willett WC, Rimm EB. Physical Activity and Television Watching in Relation to Risk for Type 2 Diabetes Mellitus in Men. *Archives of Internal Medicine* 2001; 161: 1542.
 44. Hughes MA, Schenkman ML. Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *Journal of rehabilitation research and development* 1996; 33: 409–12.
 45. Hunter SK, Thompson MW, Ruell PA, Harmer AR, Thom JM, Gwinn TH, Adams RD. Human skeletal sarcoplasmic reticulum Ca²⁺ uptake and muscle function with aging and strength training. *Journal of Applied Physiology* 1999; 86: 1858–65.
 46. Jaeger, R J. Kralj A. Analysis of standing up and sitting down in humans. *Journal of Biomechanics* 1990; 23: 1123–38.
 47. Jones CJessie, Rose DJ. Physical activity instruction of older adults. *Human Kinetics*; 2005
 48. Kanis JA, Kanis JA. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis: Synopsis of a WHO report. *Osteoporosis International* 1994; 4: 368–81.
 49. Karvonen J, Vuorimaa T. Heart Rate and Exercise Intensity During Sports Activities. *Sports Medicine* 1988; 5: 303–12.
 50. Kawamoto R, Kohara K, Katoh T, Kusunoki T, Ohtsuka N, Abe M, Kumagi T, Miki T. Effect of weight loss on central systolic blood pressure in elderly community-dwelling persons. *Hypertension Research* 2014; 37: 933–8.
 51. Kocur Piotr, Wilk M., Dylewicz Piotr. Nordic walking : rekreacja, rehabilitacja i zdrowie. Akademia Wychowania Fizycznego im. Eugeniusza Piaseckiego; 2011

52. Kocur P, Wiernicka M, Wilski M, Kaminska E, Furmaniuk L, Maslowska MF, Lewandowski J. Does Nordic walking improves the postural control and gait parameters of women between the age 65 and 74: a randomized trial. *Journal of physical therapy science* 2015; 27: 3733–7.
53. Kocur P, Pospieszna B, Choszczewski D, Michalowski L, Wiernicka M, Lewandowski J. The effects of Nordic Walking training on selected upper-body muscle groups in female-office workers: A randomized trial. *Work* 2017; 56: 277–83.
54. Kortas J, Kuchta A, Prusik K, Ziemann E, Labudda S, Ćwiklińska A, Wieczorek E, Jankowski M, Antosiewicz J. Nordic walking training attenuation of oxidative stress in association with a drop in body iron stores in elderly women. *Biogerontology* 2017; 18: 517–24.
55. Kuński H. *Trening zdrowotny osób dorosłych*. Agencja Wydawnicza Medsport Press; 2002
56. Lakatta EG, Levy D. Arterial and cardiac aging: Major shareholders in cardiovascular disease enterprises: Part I: Aging arteries: A „set up” for vascular disease. *Circulation* 2003; 107: 139–46.
57. Lamb SE, Jorstad-Stein EC, Hauer K, Becker C. Development of a Common Outcome Data Set for Fall Injury Prevention Trials: The Prevention of Falls Network Europe Consensus. *Journal of the American Geriatrics Society* 2005; 53: 1618–22.
58. Lee HS, Park JH. Effects of Nordic walking on physical functions and depression in frail people aged 70 years and above. *Journal of physical therapy science* 2015; 27: 2453–6.
59. Li F, Harmer P, Fisher KJ, McAuley E, Chaumeton N, Eckstrom E, Wilson NL. Tai Chi and Fall Reductions in Older Adults: A Randomized Controlled Trial. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2005; 60: 187–94.
60. Lindemann U, Claus H, Stuber M, Augat P, Mucche R, Nikolaus T, Becker C. Measuring power during the sit-to-stand transfer. *European Journal of Applied Physiology* 2003; 89: 466–70.
61. Lindemann U, Mucche R, Stuber M, Zijlstra W, Hauer K, Becker C. Coordination of Strength Exertion During the Chair-Rise Movement in Very Old People. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2007; 62: 636–40.
62. Lord SR, Murray SM, Chapman K, Munro B, Tiedemann A. Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences* 2002; 57: M539-43.
63. van Lummel R, Evers J, Niessen M, Beek P, van Dieën J. Older Adults with Weaker Muscle Strength Stand up from a Sitting Position with More Dynamic Trunk Use. *Sensors* 2018; 18: 1235.

64. Lynch NA, Metter EJ, Lindle RS, Fozard JL, Tobin JD, Roy TA, Fleg JL, Hurley BF. Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *Journal of Applied Physiology* 1999; 86: 188–94.
65. Maciaszek J, Osiński W, Szeklicki R, Stemplewski R. Effect of Tai Chi on Body Balance: Randomized Controlled Trial in Men with Osteopenia or Osteoporosis. *The American Journal of Chinese Medicine* 2007; 35: 1–9.
66. Martin R, Knussmann R. *Anthropologie*. Stuttgart 1988
67. Massion J. Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* 1998; 22: 465–72.
68. McPhee JS, French DP, Jackson D, Nazroo J, Pendleton N, Degens H. Physical activity in older age: perspectives for healthy ageing and frailty. *Biogerontology* 2016; 17: 567–80.
69. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in the elderly: A comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing* 2004; 33: 602–7.
70. Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM. Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1992; 73: 609–17.
71. Moxley Scarborough D, Krebs DE, Harris BA. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait and Posture* 1999; 10: 10–20.
72. Nutt JG. Classification of gait and balance disorders. *Advances in neurology* 2001; 87: 135–41.
73. Ossowski ZM, Skrobot W, Aschenbrenner P, Cesnaitiene VJ, Smaruj M. Effects of short-term Nordic walking training on sarcopenia-related parameters in women with low bone mass: a preliminary study. *Clinical Interventions in Aging* 2016; Volume 11: 1763–71.
74. Pakkenberg B, Pelvig D, Marnier L, Bundgaard MJ, Gundersen HJG, Nyengaard JR, Regeur L. Aging and the human neocortex. *Experimental Gerontology* 2003; 38: 95–9.
75. Parkatti T, Perttunen J, Wacker P. Improvements in functional capacity from Nordic walking: a randomized-controlled trial among elderly people. *Journal of aging and physical activity* 2012; 20: 93–105.
76. Patla AE, Frank JS, Winter DA. Balance control in the elderly: implications for clinical assessment and rehabilitation. *Canadian journal of public health = Revue canadienne de sante publique* 1992; 83 Suppl 2: S29-33.
77. Raïche M, Hébert R, Prince F, Corriveau H. Screening older adults at risk of falling with the Tinetti balance scale. *The Lancet* 2000; 356: 1001–2.

78. Ratamess NA, Alvar BA, Evetoch TK, Housh TJ, Kibler W Ben, Kraemer WJ, Triplett NT. Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2009; 41: 687–708.
79. Resnick SM, Pham DL, Kraut MA, Zonderman AB, Davatzikos C. Longitudinal Magnetic Resonance Imaging Studies of Older Adults: A Shrinking Brain. *J Neurosci* 2003; 23: 3295–301.
80. Rowe JW, Kahn RL. Human aging: usual and successful. *Science (New York, NY)* 1987; 237: 143–9.
81. Said CM, Goldie PA, Patla AE, Culham E, Sparrow WA, Morris ME. Balance during obstacle crossing following stroke. *Gait & Posture* 2008; 27: 23–30.
82. Salmon J, Owen N, Crawford D, Bauman A, Sallis JF. Physical activity and sedentary behavior: A population-based study of barriers, enjoyment, and preference. *Health Psychology* 2003; 22: 178–88.
83. Saltin B, Calbet JAL. Point: In health and in a normoxic environment, $\dot{V}O_{2\max}$ is limited primarily by cardiac output and locomotor muscle blood flow. *Journal of Applied Physiology* 2006; 100: 744–8.
84. Salvi SM, Akhtar S, Currie Z. Ageing changes in the eye. *Postgraduate medical journal* 2006; 82: 581–7.
85. Scarborough DM, McGibbon CA, Krebs DE. Chair rise strategies in older adults with functional limitations. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2007; 44: 33–41.
86. Schultz AB, Alexander NB, Ashton-Miller JA. Biomechanical analyses of rising from a chair. *Journal of biomechanics* 1992; 25: 1383–91.
87. Shephard RJ. Maximal oxygen intake and independence in old age. *British Journal of Sports Medicine* 2009; 43: 342–6.
88. Shumway-Cook A, Baldwin M, Polissar NL, Gruber W. Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults. *Physical Therapy* 1997; 77: 812–9.
89. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy* 2000; 80: 896–903.
90. Song M-S, Yoo Y-K, Choi C-H, Kim N-C. Effects of nordic walking on body composition, muscle strength, and lipid profile in elderly women. *Asian nursing research* 2013; 7: 1–7.
91. Song M-S, Yoo Y-K, Choi C-H, Kim N-C. Effects of Nordic Walking on Body Composition, Muscle Strength, and Lipid Profile in Elderly Women. *Asian Nursing Research* 2013; 7: 1–7.

92. Takeshima N, Islam MM, Rogers ME, Rogers NL, Sengoku N, Koizumi D, Kitabayashi Y, Imai A, Naruse A. Effects of nordic walking compared to conventional walking and band-based resistance exercise on fitness in older adults. *Journal of sports science & medicine* 2013; 12: 422–30.
93. Tanaka H, Monahan KD, Seals DR. Age-predicted maximal heart rate revisited. *Journal of the American College of Cardiology* 2001; 37: 153–6.
94. Taylor AH, Cable NT, Faulkner G, Hillsdon M, Narici M, Van der Bij AK. Physical activity and older adults: A review of health benefits and the effectiveness of interventions. *Journal of Sports Sciences* 2004; 22: 703–25.
95. Thomas S, Rich MW. Epidemiology, pathophysiology, and prognosis of heart failure in the elderly. *Heart failure clinics* 2007; 3: 381–7.
96. Tsuji T, Tsunoda K, Mitsuishi Y, Okura T. Ground Reaction Force in Sit-to-stand Movement Reflects Lower Limb Muscle Strength and Power in Community-dwelling Older Adults. *International Journal of Gerontology* 2015; 9: 111–8.
97. Vandervoort AA. Aging of the human neuromuscular system. *Muscle & Nerve* 2002; 25: 17–25.
98. Virág A, Karóczy CK, Jakab A, Vass Z, Kovács E, Gondos T. Short-term and long-term effects of Nordic Walking training on balance, functional mobility, muscle strength and aerobic endurance among Hungarian community-living older people: a feasibility study. *The Journal Of Sports Medicine And Physical Fitness* 2014
99. Warburton DER, Nicol CW, Bredin SSD. Health benefits of physical activity: the evidence. *CMAJ : Canadian Medical Association journal = journal de l'Association medicale canadienne* 2006; 174: 801–9.
100. Westlake KP, Culham EG. Sensory-specific balance training in older adults: effect on proprioceptive reintegration and cognitive demands. *Physical therapy* 2007; 87: 1274–83.
101. Wickremaratchi MM, Llewelyn JG. Effects of ageing on touch. *Postgraduate medical journal* 2006; 82: 301–4.
102. Yamada T, Demura S. Relationships between ground reaction force parameters during a sit-to-stand movement and physical activity and falling risk of the elderly and a comparison of the movement characteristics between the young and the elderly. *Archives of gerontology and geriatrics* 2009; 48: 73–7.
103. Zoffoli L, Ditroilo M, Federici A, Lucertini F. Patterns of trunk muscle activation during walking and pole walking using statistical non-parametric mapping. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2017; 37: 52–60.