

STUDIA I MONOGRAFIE  
AKADEMII WYCHOWANIA FIZYCZNEGO WE WROCŁAWIU

NR 95

Bożena Ostrowska

CHARAKTERYSTYKA STABILNOŚCI  
POSTAWY CIAŁA KOBIEC  
Z OSTEOPENIĄ I OSTEOPOROZĄ



Wrocław 2009

KOMITET WYDAWNICZY

Tadeusz Bober (przewodniczący), Bogusława Idzik (sekretarz), Artur Jaskólski  
Lesław Kulmatycki, Zbigniew Naglak, Krystyna Rożek-Piechura  
Alicja Rutkowska-Kucharska, Marek Woźniewski

RECENZENCI

Janusz Błaszczyk  
Marian Golema

REDAKTOR

Anna Miecznikowska

PROJEKT OKŁADKI

Agnieszka Nyklas

KOREKTA

Anna Miecznikowska  
Bogusława Idzik

REDAKTOR TECHNICZNY

Beata Irzykowska

© Copyright by Wydawnictwo AWF Wrocław, 2009

ISSN 0239-6009

ISBN 978-83-89156-94-5

Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu  
51-684 Wrocław, ul. Adama Mickiewicza 98  
[www.awf.wroc.pl/wydawnictwo](http://www.awf.wroc.pl/wydawnictwo)  
Wydanie I

## Spis treści

1. Wstęp .....	5
2. Założenia i cel pracy .....	19
3. Materiał i metody badań .....	23
3.1. Dobór materiału badań .....	23
3.2. Metody badań .....	26
3.2.1. Pomiary somatyczne .....	26
3.2.2. Badania densytometryczne .....	26
3.2.3. Badania stabilograficzne .....	27
3.2.4. Badania fotogrametryczne .....	31
3.2.5. Pomiary goniometryczne zakresów ruchów w stawach kończyn dolnych .....	34
3.3. Protokół badań .....	34
3.4. Metody statystyczne opracowania danych .....	35
4. Wyniki .....	37
4.1. Charakterystyka wychwień posturalnych kobiet z osteoporozą, osteopenią i prawidłową masą kostną .....	37
4.1.1. Charakterystyka parametrów amplitudowych COP .....	37
4.1.2. Charakterystyka parametrów lepko-sprężystych .....	40
4.1.3. Wpływ wieku i utraty masy kostnej na kształtowanie parametrów amplitudowych COP .....	43
4.1.4. Wpływ wieku i utraty masy kostnej na kształtowanie parametrów lepko-sprężystych .....	47
4.2. Ukształtowanie krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa kobiet z osteoporozą, osteopenią i prawidłową masą kostną .....	52
4.2.1. Charakterystyka kifozy piersiowej .....	52
4.2.2. Charakterystyka lordozy lędźwiowej .....	54
4.2.3. Wpływ wieku i utraty masy kostnej na ukształtowanie krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa .....	54
4.3. Ruchomość w stawach kończyn dolnych kobiet z osteoporozą, osteopenią i prawidłową masą kostną .....	61
4.3.1. Charakterystyka zakresów ruchów w stawach kończyn dolnych .....	61
4.3.2. Wpływ wieku i utraty masy kostnej na ruchomość w stawach kończyn dolnych .....	62
4.4. Związki między ukształtowaniem krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a stabilnością postawy ciała .....	64
4.4.1. Zależności między parametrami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a miarami przemieszczeń COP .....	68
4.4.2. Zależności między parametrami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami lepko-sprężystymi .....	70

4.5. Związki między ruchomością w stawach kończyn dolnych a stabilnością postawy stojącej .....	72
4.5.1. Zależności między zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami amplitudowymi COP .....	72
4.5.2. Zależności między zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami lepko-sprężystymi .....	75
4.6. Wpływ wybranych czynników na prawdopodobieństwo wystąpienia upadków .....	78
4.6.1. Zależności między występowaniem upadków a utrzymywaniem równowagi i wielkością utraty masy kostnej .....	79
4.6.2. Zależności między występowaniem upadków a ukształtowaniem krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa i wielkością utraty masy kostnej .....	86
4.6.3. Zależności między występowaniem upadków a ruchomością w stawach kończyn dolnych i stopniem utraty masy kostnej .....	87
5. Dyskusja .....	96
6. Wnioski .....	116
Aneks .....	117
Bibliografia .....	126
Wykaz rycin i tabel .....	145
Summary .....	151

# 1

---

## Wstęp

Postawa ciała człowieka kształtowała się na drodze ewolucji. Uwolnienie kończyn górnych od pełnienia funkcji podporowej oraz spionizowanie sylwetki, a także zapewnienie jej optymalnej stabilizacji było możliwe dzięki wielu procesom zabezpieczającym aktywną kontrolę równowagi. Wykształcenie się precyzyjnych mechanizmów odruchowych spowodowało, że utrzymywanie pionowej postawy ciała podczas stania i lokomocji stało się czynnością prawie w pełni zautomatyzowaną (Gurfinkel i wsp. 1965; Reichholf 1992).

Postawa dwunożna towarzyszy wszystkim ważnym zachowaniom człowieka, podczas pracy, aktywnego wypoczynku czy codziennych czynności. Jakość życia zależy więc w dużym stopniu od sprawności mechanizmów warunkujących utrzymanie stabilnej postawy stojącej. O ważności takiej postawy można się dowiedzieć, doświadczając nieoczekiwanej utraty równowagi, kończącej się niekiedy upadkiem i urazem. Zdarzenia te są bardzo niebezpieczne u starszych ludzi, albowiem mogą stanowić poważne zagrożenie dla ich zdrowia, a niekiedy decydować o długości życia (Bliuc i wsp. 2009).

Problematyce stabilności postawy oraz jej zmian z wiekiem poświęca się ostatnio coraz więcej uwagi. Wzrost zainteresowania tym zagadnieniem wynika z alarmujących prognoz demograficznych wskazujących na szybkie zwiększenie się populacji osób starszych (Rubenstein 2006; Morley 2007; WHO 2007).

Już dzisiaj w wielu krajach o wysokim stopniu rozwoju cywilizacyjnego więcej jest osób sześćdziesięcioletnich i starszych aniżeli 15-latków i młodszych (Thornby 1995; Knapowski 2000). Przewiduje się, że pod koniec tego ćwierćwiecza ogólna liczba ludzi ponad sześćdziesięcioletnich podwoi się w stosunku do roku 2000 i osiągnie 1,2 miliarda. W samej tylko Europie do 2050 r. będzie żyło około 133 mln osób w wieku powyżej 65 lat (World Population Prospects 2004).

Skalę problemu w Polsce pokazują prognozy demograficzne GUS na lata 2003 – 2030. Wynika z nich, że ludzi powyżej 65. roku życia jest obecnie około 5,8 mln, w 2020 r. będzie ich około 7,2 mln, a w 2030 ich liczba zbliży się do

10 mln (Czerwiński i wsp. 2008). Szacuje się, że kobiety po 50. roku życia stanowią będą około 30% światowej populacji, a ich przeciętny wiek życia wydłuży się w tym stuleciu z obecnych 76 do 80 lat. Oznacza to, że jedna trzecia tego czasu przypadnie na lata po menopauzie (Fidzsimmons i wsp. 1997; Melton 2000; Osiński 2002). Zmiany inwolucyjne oraz zwiększona chorobowość w tym okresie życia stają się przyczyną stopniowego pogarszania się wszystkich funkcji organizmu, w tym także mechanizmów odpowiedzialnych za utrzymanie prawidłowej, stabilnej postawy ciała.

### **Upadki**

Badania epidemiologiczne wskazują, że utrata równowagi i jej konsekwencje w postaci upadku są częstym, choć nadal lekceważonym, problemem starszych ludzi. Zwykle uważane są one tylko za czynnik ryzyka złamań, natomiast zupełnie pomijany jest ich wpływ na ogólny stan zdrowia człowieka. Zapomina się także o ich skutkach społecznych i ekonomicznych.

Upadki stanowią 2/3 przyczyn niezamierzonych uszkodzeń ciała oraz jedną z głównych przyczyn inwalidztwa i śmiertelności. Urazy doznane w ich wyniku są częstym powodem długoterminowego leczenia szpitalnego oraz rehabilitacji uprzednio sprawnych ruchowo osób. Rezultatem powtarzających się upadków jest obniżenie aktywności ruchowej, depresja, a niekiedy stany lękowe spowodowane obawą przed kolejnym upadkiem. Sytuacje te prowadzą do braku samodzielności, ograniczenia funkcji domowych i społecznych oraz uzależnienia od osób trzecich.

Skutki zdrowotne upadków bywają tragiczne. Ocenia się, że u ludzi w wieku 55–79 lat upadki oraz towarzyszące im obrażenia ciała stanowią drugą, po kolizjach drogowych, przyczynę zgonów na skutek nieszczęśliwych wypadków (Rogers i wsp. 2001). Powikłania w wyniku doznanych urazów stanowią szóstą w kolejności przyczynę śmierci wśród osób powyżej 65. roku życia i piątą u osób powyżej 75. roku życia (Kanis 1994; Tinetti i Williams 1998; Rubenstein 2006).

Wykazano, że ponad 60% upadków ma miejsce w domu, do pozostałych dochodzi natomiast poza nim (Czerwiński i wsp. 2008). Większość upadków jest wynikiem poślizgnięcia lub potknięcia, 10% – wynikiem omdleń i zawrotów, 30% zaś skutkiem innych zaburzeń równowagi (Cummings i Nevitt 1994). Do upadków dochodzi zarówno podczas stania, jak i zmiany pozycji czy w ogóle lokomocji (Tinetti i Speechley 1989). Możliwość utraty równowagi w takich okolicznościach nie dotyczy wyłącznie ludzi z zaburzeniami układu ruchu czy problemami neurologicznymi. Powyżej 65. roku życia upada niespodziewanie przynajmniej raz w roku 30–45% zdrowych, sprawnych ruchowo osób, a 10–20% tych zdarzeń ma bardzo poważne konsekwencje (Tinetti i wsp. 1988; Rigler 1999; Wojszel i wsp. 2001; Skalska i wsp. 2003).

Koszty związane z leczeniem skutków wypadków są ogromne i stanowią duże

obciążenie dla systemu opieki zdrowotnej. Z opublikowanych danych wynika, że wydatki poniesione z powodu konieczności leczenia obrażeń ciała spowodowanych upadkami w Wielkiej Brytanii wyniosły w 1999 r. 981 milionów funtów, natomiast w USA w 2000 r. 19 miliardów dolarów (Scufham i wsp. 2003; Stevens i wsp. 2006).

Kobiety bardziej od mężczyzn podatne są na upadki. Trzykrotnie częściej przewracają się i dwukrotnie częściej doznają złamań (Rubenstein i wsp. 1998; Melton 2000; Francis 2001). Z tego powodu są również pięciokrotnie częściej hospitalizowane (Runge i Schacht 2005). Niektóre ze złamań kończą się u nich inwalidztwem lub, jak w przypadku złamania bliższego końca kości udowej, śmiercią (Youm i wsp. 1999). Życiowe ryzyko złamania u kobiety po 50. roku życia wynosi aż 39% (Black i wsp. 2001).

Przyczyn różnic w częstości złamań i ich skutkach zdrowotnych u obojga płci upatruje się zarówno w samych „losach” męskich i kobiecych kości, jak i w niekorzystnych zmianach zachodzących w równowadze posturalnej w okresie menopauzy. Kobiety osiągają niższą od mężczyzn szczytową masę kostną (o 25–30%), szybciej ją tracą, a przez to częściej i wcześniej zapadają na osteoporozę. Drugi czynnik to zależne od wieku i fazy menopauzy zmiany hormonalne, odpowiadające nie tylko za przyspieszony obrót kostny, lecz także za objawy klimakteryczne (ich nasilenie i czas trwania) oddziałujące na stabilność postawy ciała. Te niekorzystne zmiany w równowadze ciała obserwowane są głównie u osób z silnymi zaburzeniami naczynioruchowymi. Kobiety po menopauzie bez objawów naczynioruchowych nie wydają się cierpieć z powodu kłopotów z równowagą.

Za główną przyczynę pojawiających się zaburzeń uważa się spadek stężenia estrogenów. Wyniki badań oceniających wpływ estrogenów na ciśnienie tętnicze krwi nie są jednak jednoznaczne. Nie do końca wiadomo, czy zmiany ciśnienia obserwowane u kobiet w wieku okołomenopauzalnym są spowodowane niedoborem estrogenów wydzielanych przez jajniki czy innymi zaburzeniami występującymi w tym okresie (Hjortland i wsp. 1976; Vokonas i wsp. 1988). Wyniki najnowszych badań wskazują, że zastosowanie hormonalnej terapii zastępczej (HTZ) poprawia równowagę, ale nie zawsze w sposób znaczący (Naessen i wsp. 2007, 2009). W przypadku kobiet menopauzalnych z silnymi objawami naczynioruchowymi problemy z równowagą ciała nie ustępują pod wpływem HTZ (Ekblad i wsp. 2000 a, b). Można więc przypuszczać, że spadek stężenia hormonów płciowych, będący głównym sprawcą osteoporozy pomenopauzalnej, jest tylko jedną z możliwych przyczyn problemów z równowagą w piątej i szóstej dekadzie życia.

Stan wiedzy o etiopatogenezie, obrazie klinicznym i sposobach leczenia osteoporozy pozwala przypuszczać, że jest to choroba, w której przebiegu ryzyko złamań wzrasta nie tylko z powodu osłabienia wytrzymałości kości, lecz także zwiększonego zagrożenia upadkiem, spowodowanego nasileniem zmian w syl-

wetce ciała, pogorszeniem mobilności i niestabilnością postawy (Pfeifer i wsp. 2001, 2002, 2004 b; Liu-Ambrose i wsp. 2003; Ishikawa i wsp. 2009).

### **Osteoporoza**

Osteoporoza to choroba metaboliczna kości, w której zmianom ilościowym i jakościowym kości towarzyszy zwiększone prawdopodobieństwo wystąpienia złamań, do których dochodzi najczęściej podczas upadków. Osteoporozę poprzedza okres osteopenii. Jest to stan między prawidłową gęstością kości a osteoporozą charakteryzujący się zwiększonym „obrotem” kostnym.

Tkanka kostna jest układem aktywnym metabolicznie i pozostaje pod stałym wpływem wielu bodźców endo- i egzogennych. Metabolizm tkanki kostnej obejmuje zarówno procesy kościotworzenia, jak i resorpcji. W pierwszych trzech dekadach życia człowieka dominuje kościotworzenie. Okres dojrzałości charakteryzuje równowaga między resorpcją a syntezą, by w okresie pomenopauzalnym u kobiet i w wieku starszym u mężczyzn ujawniła się przewaga procesów resorpcji. W wieku okołomenopauzalnym utrata masy kostnej jest niewielka i wynosi około 1% rocznie, w pierwszej dekadzie po menopauzie może natomiast wynieść nawet 8%. Łącznie w ciągu całego życia (do 80. roku życia) masa kostna szkieletu osiowego kobiet może zmniejszyć się nawet o 50%, a obwodowego o 30% (Riggs i Melton 1995). Wiążące się z tym zwiększone zagrożenie złamaniem dotyczy obecnie około 60 milionów Europejek i Amerykanek chorujących na osteoporozę. W Polsce na osteoporozę cierpi 15% kobiet po menopauzie. Liczbę odnotowanych złamań osteoporotycznych w ciągu roku w USA ocenia się na około 1,5 miliona, a koszty leczenia z tego tytułu na 12–18 miliardów dolarów (Gass i Dawson-Hughes 2006). Prawdopodobieństwo wystąpienia u kobiet jakiegokolwiek złamania wynosi aż 40%, przy czym możliwość złamania bliższej nasady kości udowej dotyczy 17%, natomiast trzonów kręgowych kręgosłupa 32% (Johnell i wsp. 1992; Black i wsp. 2001).

Upadki są przyczyną 100% złamań przedramienia, 90–95% złamań bliższej nasady kości udowej oraz 25% złamań kręgow (Cummings i Melton 2002; Runge i Schacht 2005). Złamania w obrębie bliższej nasady kości udowej były w Polsce w latach 1979–1995 przyczyną śmierci 12,7% pacjentów, a ze względu na częstość występowały tuż za chorobami układu krążenia i nowotworami złośliwymi (Roszkowska i wsp. 1998). Co roku w naszym kraju takich złamań doświadcza blisko 30 tysięcy osób. Mniej groźne, choć typowe dla osteoporozy pomenopauzalnej, złamania trzonów kręgowych występują u około 16% kobiet po 50. roku życia, w tym u 7,6% między 50. a 54. rokiem życia. W większości przypadków nie powodują powikłań neurologicznych, jednak mogą prowadzić do dużych zmian posturalnych i poważnych ograniczeń funkcjonalnych (Silverman 1992). U starszych kobiet są powodem częstej hospitalizacji, a niekiedy zwiększonej śmiertelności (Melton i wsp. 1989, 1998; Browner i wsp. 1996; Ba-



durski 2003). Wykazano, że złamania trzonów kręgowych wpływają na obniżenie jakości życia i skrócenie czasu jego trwania. Wiązą się bowiem z 11-krotnym wzrostem ryzyka złamania kolejnego kręgu i 2,3-krotnym bliższego końca kości udowej (Czerwiński i wsp. 2008).

Ewolucja definicji osteoporozy ilustruje zmiany myślenia o jej istocie. W 1994 r. WHO zdefiniowała osteoporozę jako „układową chorobę szkieletu, charakteryzującą się niską masą kości, upośledzoną mikroarchitekturą tkanki kostnej, a w konsekwencji zwiększoną jej łamliwość i podatnością na złamania” (WHO Study Group 1994). Ostatnie lata przyniosły jednak pewną zmianę poglądów na temat osteoporozy. Badania amerykańskie, europejskie i polskie pokazały, że ponad połowa złamań tzw. niskoenergetycznych, czyli będących wynikiem niewielkiego urazu, niezależnie od wieku i lokalizacji, występuje u osób z prawidłową gęstością mineralną kości (wskaźnik T-score wyższy niż  $-2,5$ ) (Reeve i Silman 1997; Nowak i wsp. 2001). Biorąc to pod uwagę, narodowe instytuty zdrowia (National Institutes of Health, NIH) i narodowe fundacje osteoporozy (National Osteoporosis Foundation, NOF) postanowiły zdefiniować osteoporozę jako „chorobę wynikającą ze zmniejszonej wytrzymałości kości, predysponującej do złamań”, nie uwzględniając już spadku masy kostnej i zaburzonej mikroarchitektury (NIH 2001). Ustalono więc, że dla celów klinicznej interwencji pierwsza definicja odnosi się do osteoporozy typu A (starczej) – zależnej od gęstości mineralnej kości, gdy do złamania niskoenergetycznego dochodzi u osób ze współczynnikiem T-score mniejszym niż  $-2,5$ , a druga do osteoporozy typu B (pomenopauzalnej) – niezależnej od gęstości mineralnej kości, gdy do złamania niskoenergetycznego dochodzi u osób ze współczynnikiem T-score większym niż  $-2,5$  (Nowak i wsp. 2003).

Niezależnie od sposobów definiowania osteoporozy w postępowaniu profilaktyczno-leczniczym najważniejsze jest niedopuszczenie do złamań. Ponieważ od 90 do 100% złamań obwodowych i 25% kręgowych następuje wskutek upadku, NOF i International Osteoporosis Foundation (IOF) uznały zapobieganie upadkom i zwiększenie masy kostnej (farmakoterapię) za równorzędny cel leczenia osteoporozy.

Zapobieganie upadkom u ludzi starszych należy do jednych z trudniejszych zadań medycyny. Wymaga bowiem wielopłaszczyznowych, czasochłonnych i kosztownych interwencji. Wyniki dotychczas przeprowadzonych badań wskazują, że upadek niemal nigdy nie jest spowodowany wystąpieniem pojedynczego czynnika, lecz skutkiem współistnienia kilku. Mimo że obecnie opisano ponad 100 czynników ryzyka upadków, tylko 10 z nich spełnia standardy EBM (Evidence Based Medicine) (Cummings i wsp. 1995; Perell i wsp. 2001). Wśród przyczyn upadków wyróżnia się czynniki zewnętrzne i wewnętrzne. Pierwsza grupa to czynniki środowiskowe (33–55%), związane z najbliższym otoczeniem człowieka (np. śliskie podłoże, złe oświetlenie, krawężniki). Druga grupa to

czynniki medyczne, związane ze zdrowiem oraz wydolnością ogólną człowieka. Głównym powodem upadków są tu zmiany towarzyszące procesom starzenia oraz wynikające ze stanów chorobowych (Sheldon 1963; Panzer i wsp. 1995; Prieto i wsp. 1996; Hurley i wsp. 1998; Galus i Kocemba 1999). Do patofizjologicznych zmian starczych, predysponujących do upadków, zalicza się przede wszystkim pogorszenie funkcjonowania układu nerwowego, mięśniowego oraz narządu wzroku, czyli tzw. układów strategicznych – odpowiedzialnych za koordynację, chód i równowagę. Stany chorobowe, które zwiększają niebezpieczeństwo wystąpienia upadków, najczęściej wiążą się ze schorzeniami układu nerwowego, kostno-stawowego i sercowo-naczyniowego.

Do czynników ryzyka związanych z kondycją układu kostno-stawowego zalicza się: zaburzenia równowagi spowodowane zmianami w postawie ciała, osłabienie siły mięśniowej głównie w obrębie kończyn dolnych, pogorszenie koordynacji ruchów (niezborność), chwiejność chodu, zmniejszenie mobilności w stawach kończyn dolnych, a także zaburzenia w obrębie kończyn górnych (Tinetti i wsp. 1994; Sinaki i wsp. 1996; Sinaki 2004; Ostrowska i wsp. 2008). Uważa się, że deficyty w systemach zabezpieczających utrzymywanie równowagi i zachowanie ustabilizowanej postawy ciała, spowolnienie czasu reakcji oraz osłabienie sprawności kończyn dolnych są podstawowymi czynnikami świadczącymi o wzroście podatności na upadki (Overstall i wsp. 1977; Massion 1992; Błaszczyk i wsp. 1993 a, b; Kabsch 2000, 2001; Błaszczyk i Czerwosw 2005). Podkreślenia wymaga jednak fakt, że w 8% upadków nie stwierdza się żadnych czynników ryzyka.

### **Równowaga posturalna**

W ciągu ostatnich dziesięcioleci badania naukowe dostarczyły wielu informacji na temat mechanizmów kontroli równowagi, ich uwarunkowań oraz przyczyn zaburzeń.

Pierwszą większą pracą podejmującą problem wychwiania ciała podczas stania swobodnego i przy prostych zakłóceniach była monografia Gurfinkela i wsp. (1965). Kolejni autorzy starali się bardziej szczegółowo analizować zachowania posturalne, wprowadzając zróżnicowane warunki pomiarów i badań. Określili dzięki temu rolę wrażeń wzrokowych, przedsionkowych i czucia głębokiego w utrzymywaniu równowagi (Nashner 1971, 1973; Nashner i wsp. 1979; Golema 1981; Diener i wsp. 1988; Cohen i Keshner 1989; Manchester i wsp. 1989). Wiele badań porównawczych dotyczyło procesu utrzymywania równowagi w warunkach pełnej kontroli wzroku i po wyłączeniu kontroli wzroku (Gurfinkel i wsp. 1965; Nashner i Berthoz 1978; Collins i De Luca 1995). Jednak zdania na temat ważności poszczególnych informacji czuciowych są nadal bardzo podzielone.

Podstawą analizy działania układu równowagi jest badanie poziomych wychwiań w funkcji czasu. Najczęściej realizuje się to, mierząc przemieszczenia punktu przyłożenia wypadkowej sił reakcji podłoża (*center of pressure*, COP). Bibliografia dotycząca tradycyjnych metod oceny równowagi dowodzi jej dużej przydatności w określaniu sprawności układu równowagi (Prieto i wsp. 1996; Simoneau i wsp. 1995). Trudności interpretacyjne w przypadku niektórych badań klinicznych (Horak i wsp. 1992) oraz ograniczenia wynikające z pomiaru COP zmuszają jednak do poszukiwania innych miar pozwalających na lepsze rozumienie mechanizmów utrzymywania równowagi. Kilku badaczy podjęło się próby opracowania modelu procesu utrzymywania równowagi w postawie stojącej (Golema i Jaśkiewicz 1980; Winter i wsp. 1998; Kuczyński 2003). Za nadal eksperymentalną metodę analityczną można uznać również zaawansowaną matematycznie analizę fraktalną (Błaszczuk i Klonowski 2001) oraz metodę błędzenia stochastycznego (Collins i De Luca 1995).

Problemy związane z oceną układu równowagi wynikają z faktu, że utrzymywanie równowagi przez człowieka jest bardzo złożonym procesem (Golema 1987). Proces ten można rozpatrywać w dwóch aspektach. Pierwszym jest stabilizacja pionowej sylwetki rozumiana jako precyzja utrzymania głowy, tułowia, kończyn dolnych, tj. zachowanie prawidłowej postawy ciała, drugim – zabezpieczenie położenia środka ciężkości ciała w obrębie podstawy podparcia.

W biomechanice postawy stojącej wyróżnia się wiele pojęć, takich jak postawa ciała, równowaga posturalna, stabilność posturalna. Wyjaśnienie terminu „postawa ciała” nie sprawia trudności. Mówiąc najprościej, jest to sposób „trzymania się” człowieka w swobodnej pozycji stojącej albo swobodny układ ciała w tej pozycji, uwarunkowany podłożem morfologicznym i funkcjonalnym oraz odpowiednim nawykiem ruchowym (Kutzner-Kozińska 1981; Nowotny i Saulicz 1993). Postawa ciała wyrażona jest przez prawidłowo ukształtowany układ kostno-stawowo-więzadłowy, mięśniowy i nerwowy. Ze względu na dużą zmienność między- i wewnątrzsobniczą jednoznaczne zdefiniowanie postawy prawidłowej jest trudne (Grochmal 1985). Zamiast tego operuje się kryteriami prawidłowej postawy, która powinna zapewniać dobre zrównoważenie i stabilność ciała, dużą wydolność statyczną i dynamiczną, ekonomię wydatku energetycznego oraz dogodną pozycję wyjściową do różnych ruchów. Kryteria te są jednak uważane za zbyt ogólne, co daje dowolność ich interpretacji. Istnieją jednak pewne cechy, które przyjmuje się za zasadnicze wyznaczniki postawy prawidłowej. W płaszczyźnie czołowej jest to symetria względem długiej osi ciała, natomiast w płaszczyźnie strzałkowej: proste trzymanie głowy (niewysuwanie do przodu), dobre wysklepienie klatki piersiowej, właściwe ukształtowanie krzywizn fizjologicznych kręgosłupa oraz prawidłowy przebieg osi kończyn dolnych. Miernikiem ukształtowania krzywizn jest oddalenie szczytów obu

lordoz od pionu spuszczonego z guzowatości potylicznej zewnętrznej. W warunkach prawidłowych szczyty obu kifoz stykają się z pionem, a lordoz oddalone są o 2,5–3,5 cm.

W literaturze pojęcie „równowaga posturalna” stosowane jest często zamiennie, choć nie zawsze trafnie, z terminem „stabilność posturalna”.

Przez równowagę człowieka należy rozumieć pewien stan układu posturalnego charakteryzujący się pionową orientacją ciała. Stan ten osiąga się dzięki dążeniu organizmu do zrównoważenia działających na ciało sił i ich momentów we wszystkich stawach. Równowagę zapewnia układ nerwowy przez odruchowe napięcie odpowiednich grup mięśni zwanych antygrawitacyjnymi (Błaszczuk 2004). Utrzymywanie równowagi wymaga zatem ciągłego wykonywania ruchów korekcyjnych, przywracających właściwe położenie rzutu środka masy ciała (*center of mass*, COM) względem płaszczyzny podparcia. Tak zdefiniowana równowaga odnosi się do opisu stanu układu ruchu w warunkach statycznych. Eksperymenty, w których zadaniem osoby badanej jest stanie swobodne, nazwane są stabilografią statyczną. Określenie to nie jest do końca trafne, sugeruje bowiem statykę ciała człowieka podczas utrzymywania pozycji stojącej (Moe-Nilssen 1999). W rzeczywistości ciało człowieka utrzymywane jest w równowadze chwilowej w następstwie skomplikowanych procesów dynamicznych sterowanych przez układ nerwowy na podstawie zintegrowanych informacji z układów aferentnych. Ocena tych zjawisk była głównym celem tej pracy.

Stabilność jest pojęciem szerszym. Jest to jedna z podstawowych właściwości układów dynamicznych, polegająca na tym, że układ samoistnie powraca w dowolnie dobrane otoczenie swojego stanu równowagi lub w dowolnie dobrane otoczenie ustalonych warunków pracy (np. drgań), z którego lub których został wytracony odpowiednio małym (w stosunku do przyjętego bliskiego otoczenia) i przemijającym zaburzeniem (Cannon 1973). Człowiek, utrzymując pozycję pionową, ciągle traci równowagę, a następnie ją przywraca. O takim układzie, który po zaniknięciu zakłócenia powraca do tego samego stanu równowagi, co zajmowany wcześniej, mówi się, że jest stabilny asymptotycznie. Takimi warunkami równowagi charakteryzuje się postawa dwunożna człowieka.

Przez stabilność pozycji stojącej człowieka należy więc rozumieć zdolność do aktywnego przywracania typowej dla niego postawy ciała w przestrzeni, utraconej w wyniku działania czynników destabilizujących (Błaszczuk 2004). Czynnikiem tymi mogą być np. własna aktywność ruchowa, zaburzenia wewnątrzustrojowe lub siły zewnętrzne pojawiające się wskutek interakcji z otoczeniem. Za wyznacznik stabilności postawy stojącej można przyjąć np. położenie ogólnego środka ciężkości ciała względem granic pola podparcia.

Zadaniem systemu kontroli równowagi jest utrzymanie optymalnej odległości rzutu środka ciężkości ciała od granicy stabilności. Obszar wyznaczający granicę stabilności tylko częściowo pokrywa się z obrysem powierzchni stóp. W płasz-

czyźnie strzałkowej obejmuje zaledwie połowę powierzchni podparcia. Kształt i wielkość obszaru stabilności zależą między innymi od: wieku, budowy ciała (masa, wysokość), prawidłowości postawy, siły mięśni, ruchomości. Indywidualna percepcja granic stabilności może różnić się od rzeczywistego stanu i prowadzić do nieodpowiednich reakcji posturalnych (Błaszczuk i wsp. 1994; Shumway-Cook i Horak 1997).

Stabilność postawy stojącej zapewnia ciągła kontrola obejmująca wiele struktur ośrodkowego układu nerwowego (OUN). Przywracanie równowagi ciała zachodzi w sposób sekwencyjny. Proces ten rozpoczyna się wykryciem przez układy sensoryczne (tj. somatosensoryczny, wzrokowy, wertykalny) niestabilności ciała. Następnie całość informacji przekazywana jest w sposób ciągły do OUN, gdzie dokonuje się wybór właściwej reakcji posturalnej, czyli uaktywnione zostają charakterystyczne wzorce ruchu, polegające na przyjmowaniu wybranych pozycji wskutek napięcia różnych mięśni stabilizujących postawę ciała. W trakcie tej korekcji pojawia się nowa sytuacja posturalna, co oczywiście wyzwala nowe informacje z receptorów, które w momencie przesterowania pozwalają na wprowadzenie poprawki w kierunku przeciwnym (Nashner i McCollum 1985; Horak i Nashner 1986; Błaszczuk 1993 a, b).

Nashner (1986) opisał trzy charakterystyczne typy reakcji mające na celu korygowanie zaburzeń równowagi, tj. strategię stawu skokowego, strategię stawu biodrowego i strategię kroku. Strategia stawu skokowego uaktywnia się podczas łagodnego przemieszczania środka masy ciała w granicach stabilności postawy i polega na pobudzaniu w pierwszej kolejności mięśni z obszaru stawu skokowego, a następnie stawu kolanowego. Strategia stawu biodrowego uaktywnia się w przypadku większych odchylenia środka masy ciała, a aktywizacja odbywa się z bliższego do dalszego zespołu mięśni. Strategia kroku włącza się, gdy środek masy ciała przemieszcza się poza granice stabilności.

Badania na reprezentatywnych próbach pokazują, że dużo ludzi, niekoniecznie określanych jako „upadkowicze”, uskarża się na niestabilność posturalną, szczególnie podczas zmiany pozycji czy chodzenia. Zaburzenia te, o różnym nasileniu, zgłasza 13–14% osób między 50. a 69. rokiem życia. Skarży się na nie 36–65% starszych ludzi żyjących we własnych domach (Gerson i wsp. 1987; Sixt i Landahl 1987).

Postawa ciała i jej stabilność zmieniają się wraz z rozwojem osobniczym od dzieciństwa do starości. Kontrola postawy w sposób ciągły dostosowywana jest do zmieniających się warunków otoczenia. Każde pogorszenie sprawności systemu kontroli równowagi, wynikające z rozwojowych i patologicznych zmian, może prowadzić do niestabilności posturalnej, a w konsekwencji do upadków (Alexander 1994; King i wsp. 1994; Hobeika 1999; Baloh i wsp. 1998 a, b). Istotą zaburzeń postawy jest zmniejszanie sprawności struktury i funkcji wielu wyspecjalizowanych tkanek składających się na układ równowagi. Morfologię

giczne zmiany zachodzące z wiekiem, pozostające w relacji z osłabioną równowagą statyczną, wykazują szczególnie mięśnie, nerwy obwodowe, peryferyjne receptory czuciowe oraz ośrodkowy układ nerwowy (Coleman 1982; Frontera i wsp. 1991; Taaffe i Marcus 2000).

Utrata masy i siły mięśniowej, głównie w obrębie kończyn dolnych i tułowia, oraz upośledzenie zdolności generowania adekwatnego napięcia mięśni w odpowiedzi na bodziec uważane są za jedne z ważniejszych czynników ryzyka niestabilności postawy i upadków (Robbins i wsp. 1989; Lin i Woollacott 2002). Pomiędzy 30. a 80. rokiem życia siła skurczu izometrycznego zmniejsza się o mniej więcej 50% (Sinaki i wsp. 2001). Mięśnie tracą masę, siłę, wytrzymałość, a przez to stają się mniej sprawne, aby reagować na przeszkody utrudniające utrzymywanie równowagi (Lexell i wsp. 1988). Powodem tych zmian jest zmniejszanie się średnicy i liczby włókien mięśniowych, głównie szybkokurczliwych typu II. Z wiekiem spada również aktywny zakres ruchu w stawach oraz wzrasta sztywność kończyn dolnych, przyczyniając się tym samym do utraty siły mięśniowej (Such i wsp. 1975; Hakkinen i Hakkinen 1991; Zębaty 1993).

Zmiany w ośrodkowym i obwodowym układzie nerwowym polegają głównie na spadku liczby neuronów zaopatrujących mięśnie oraz zmniejszeniu się liczebności obwodowych receptorów czuciowych. W rezultacie w miarę procesu starzenia dochodzi do wydłużenia czasu reakcji i zmniejszenia szybkości przewodzenia impulsów nerwowych, jak również zmiany w zdolności integrowania wchodzącej informacji sensorycznej (Dorfman i Bosley 1979; Lin i Woollacott 2005). Nieprawidłowości w układzie somatosensorycznym, takie jak zaburzenia czucia pozycji czy zmniejszenie wrażliwości dotyku i propriocepcji kończyn dolnych, mogą prowadzić do niestabilności postawy i upadków (Lord i wsp. 1993, 1994 b, 2003).

Wraz z wiekiem zmieniają się również zdolności spostrzegawcze, a ograniczenie pola widzenia obwodowego, osłabienie ostrości wzroku i wrażliwości na kontrast sprzyjają zachwianiom ciała i niestabilności postawy (Manchester i wsp. 1989; Simoneau i wsp. 1992). Czynniki te współwystępują z upadkami i złamaniami biodra, ale nie u wszystkich osób mających problemy z narządem wzroku (Lord i Webster 1990; Maki i McIlroy 1996).

Ważną rolę w zachowaniu równowagi i lokomocji odgrywa stabilizacja głowy (Pozzo i wsp. 1990). Sugeruje się, że starsi ludzie mogą mieć problemy ze stabilizacją głowy w sytuacji niespodziewanych zaburzeń równowagi. Wynikają one ze zmian w układzie kostno-mięśniowym, a szczególnie z osłabienia funkcji mechanoreceptorów kręgosłupa szyjnego, co może być źródłem nieprawidłowych odruchów posturalnych (Wyke 1979). Z kolei zmiany w układzie przedsionkowym związane ze starzeniem nie wydają się ważnym czynnikiem

ryzyka upadku, jakkolwiek w sytuacji destabilizacji głowy są znaczącym mechanizmem posturalnej kontroli u starszych osób.

Patrząc na procesy starzenia z punktu widzenia motoryki człowieka, a zwłaszcza stabilności pozycji stojącej i lokomocji oraz ich roli w codziennej niezależnej egzystencji, należy oczekiwać, że jednym z istotnych zadań fizjoterapii XXI w. będzie praca nad poprawą równowagi i zapobieganie upadkom.

### **Zaburzenia stabilności postawy w osteoporozie**

W miarę starzenia się organizmu w układach odpowiedzialnych za równowagę zachodzi wiele zmian zwiększających prawdopodobieństwo wystąpienia upadku. Dodatkowym czynnikiem nasilającym to ryzyko jest mała sprawność ruchowa i zwiększona zachorowalność (Gehlsen i Whaley 1990; Simpson 1993). Niektórzy badacze uważają, że starsze kobiety chorujące na osteoporozę mogą być bardziej narażone na utratę równowagi i upadki niż osoby w tym samym wieku bez osteoporozy (Lynn i wsp. 1997; Liu-Ambrose i wsp. 2003; Sinaki i wsp. 2003).

Przyczyn zaburzeń w utrzymywaniu równowagi upatruje się zarówno w samej etiopatogenezie osteoporozy, jak i w jej klinicznych objawach, manifestujących się złamaniamiiskoenergetycznymi, zlokalizowanymi najczęściej w trzonach kręgów odcinka piersiowego i lędźwiowego kręgosłupa. Prowadzą one do zmiany sylwetki, zaburzeń funkcjonalnych, a także licznych dolegliwości, choć zdarza się, że mają także przebieg skąpoobjawowy lub bezobjawowy. Sama świadomość choroby oraz zagrożeń wynikających z utraty równowagi wpływa na ograniczenia w podejmowaniu aktywności fizycznej, a także zmianę stereotypu zachowań ruchowych. Do zaburzeń równowagi ciała przyczyniają się również zmiany inwolucyjne w ośrodkowym układzie nerwowym, powodujące zakłócenia we wzajemnej relacji w przesyłaniu bodźców między OUN a mięśniami. Powstające nieprawidłowe wzorce ruchowe są powodem przeciążeń i tak już osłabionych procesem osteoporotycznym kości, co prowadzi do zaburzeń prawidłowej postawy ciała, a w konsekwencji do postępującej deformacji narządu ruchu. Sprawny układ mięśniowy, działający pod kontrolą ośrodkowego i obwodowego układu nerwowego, pełni funkcję ochronną dla kości i stawów. U osób, u których wystąpiło znaczne osłabienie struktury kostnej, brak ochrony mięśniowej jest powodem bólu i sprzyja powolnym złamaniom kości (Książko-polska-Pietrzak 1999). W przebiegu osteoporozy występują dwa rodzaje bólu: ostry i przewlekły. Ból ostry powstaje nagle i jest wynikiem złamania. Natomiast ból przewlekły narasta powoli, dotyczy najczęściej kręgosłupa w odcinku piersiowym i lędźwiowym. Jest on przyczyną niewydolności mięśni i zmian strukturalnych w obrębie kręgosłupa, prowadzących do zaburzeń współpracy nerwowo-mięśniowej w przesyłaniu bodźców.

Powstająca wada postawy wyzwala siły, które ją nasilają. Napięcie mięśni

przykręgosłupowych ulega zwiększeniu, prowadząc do przeciążenia elementów czynnych i biernych w obrębie narządu ruchu. W wyniku zmniejszonej wytrzymałości mechanicznej kości trzony kręgowe ulegają stopniowemu nieodwracalnemu klinowaceniowi. Zmieniający się kształt trzonu kręgowego może być przyczyną bólu wynikającego z podrażnień zakończeń czuciowych: okostnej i uszkodzonych naczyń krwionośnych odżywiających kość. Powstające deformacje zmieniają pracę segmentów ruchowych kręgosłupa, prowadząc do zaburzeń ich stabilności. Proces ten nasilają zmiany degeneracyjne krążka międzykręgowego, postępujące wraz z wiekiem i obniżeniem się wysokości trzonów kręgowych. U osób z osteoporozą każdy ruch ciała działa traumatycznie na układ więzadłowy, podrażnia torebki stawowe i stawy międzywyrostkowe oraz wzmacnia napięcie mięśni przykręgosłupowych. Staje się to przyczyną dolegliwości bólowych i postępu zmian zwyrodnieniowych (Księżopolska-Pietrzak 1999; Nowakowski i wsp. 1999). Te niekorzystne zmiany w układzie kostno-stawowo-więzadłowym i mięśniowym kręgosłupa mogą prowadzić do zaburzeń posturalnych, niewydolności krążeniowo-oddechowej, a w konsekwencji także pogorszenia stabilności postawy (Liu-Ambrose i wsp. 2002; Lombardi i wsp. 2005). Ważną rolę w kontroli postawy przypisuje się proprioceptorom mięśniowym zlokalizowanym w krótkich mięśniach grzbietu. Ich długość i układ sprawiają bowiem, że są one szczególnie wrażliwe na wszelkie wychwiania (stosunkowo znaczne rozciągnięcia), przy niewielkim nawet ruchu (Nowotny i Saulicz 1993; Tüzün i wsp. 1999). Wyniki badań klinicznych i eksperymentalnych wskazują, że somatosensoryczne informacje z kręgosłupa lędźwiowego (Gill i Callaghan 1998; Brumagne i wsp. 2000; Liu-Ambrose i wsp. 2002) i kończyn dolnych (Horak i wsp. 1990; Inglis i wsp. 1994) odgrywają ważną rolę w kontroli stabilności posturalnej.

Z doniesień ostatnich lat wynika, że do zaburzeń równowagi u osób z niską masą kostną może dochodzić również na skutek niedoborów witaminy D. Jej deficyty nie tylko prowadzą do zaburzeń metabolizmu kości i osteopenii, osteoporozы czy osteomalacji, ale również do pogorszenia funkcjonowania procesów nerwowo-mięśniowych (Holic 2007).

Badania nad rolą witaminy D w organizmie człowieka podkreślają jej ważny udział w funkcjonowaniu tkanki mięśniowej oraz stymulacji w niej syntezy białka i produkcji adenozyntroójfosforanu (ATP). Stwierdzono, że niedobory witaminy D przyczyniają się nie tylko do zaburzeń homeostazy wapniowo-fosforanowej i pogorszenia cech jakościowych i ilościowych kości, lecz także do zaburzeń przewodnictwa nerwowo-mięśniowego, osłabienia siły mięśniowej i zwiększenia ryzyka upadku (Holic 2007). Wykazano, że obniżenie stężenia w surowicy krwi 25-hydroksywitaminy D (25[OH]D) poniżej 50 nmol/l związane jest ze wzrostem wychwiań postawy, a poniżej 30 nmol/l ze spadkiem siły mięśniowej (Pfeifer i wsp. 2002). W jednym z badań stwierdzono (po korekcji



dla wieku) znaczący związek między: wychwianiami ciała a 25-hydroksywitaminą D ( $p < 0,001$ ), wychwianiami ciała a upadkami ( $p < 0,001$ ), wychwianiami ciała a złamaniami żeber ( $p < 0,01$ ), siłą mięśni a gęstością kości ( $p < 0,001$ ) oraz gęstością kości a 25-hydroksywitaminą D (Pfeifer i wsp. 2001). Doniesienia tych autorów wskazują więc na istotną zależność między hipowitaminosą D a wzrostem wychwian ciała, ryzykiem upadku i złamaniami (Hayashi 2005). Wykazano również, że podawanie witaminy D starszym osobom łącznie z wapniem poprawia siłę mięśnia czworogłowego uda o około 8% oraz zmniejsza wychwiania ciała o około 28% (Pfeifer i wsp. 2009). Korzystne działanie osiągnięto również w redukcji liczby upadków (o 19–20%) (Bischoff-Ferrari i wsp. 2003, 2009).

Przyczyn niestabilności postawy w osteoporozie upatruje się jednak przede wszystkim w zniekształconej sylwetce spowodowanej zgniceniami odwapnionych kręgow, narastającym bólem grzbietu i osłabieniem mięśni. Obecność tych czynników u dorosłych utożsamiana jest przy tym także ze zmianami inwolucyjnymi, niezależnymi od ubytku masy kostnej. Deformacje kręgow i krążków międzykręgowych oraz osłabienie mięśni tułowia i aparatu ścięgnisto-więzadłowego kręgosłupa występują również u osób mających masę kostną w granicach normy. Mimo to w większości doniesień podkreśla się istotny związek kąta kifozy piersiowej z wiekiem badanych osób (Milne i Williamson 1983; Benjuya i Melzer 1998), jakkolwiek pojawiają się też prace wskazujące na brak takiego związku lub związek słaby (Fon i wsp. 1980; Woodhull-McNeal 1992; Puche i wsp. 1995; Bartynski i wsp. 2005). Przeważają jednak opinie, że jedną z głównych przyczyn pochylonej sylwetki u starszych kobiet jest osteoporoza, chociaż nie wszyscy zgodnie wskazują na związek kifozy z osteoporotycznymi złamaniami kręgow oraz związek kifozy ze spadkiem gęstości mineralnej kości (Thevenon i wsp. 1987; De Smet i wsp. 1988; Porter i wsp. 1990 a; Ettinger i wsp. 1994; Ensrud i wsp. 1997; Cortet i wsp. 1999).

Część badaczy uważa, że deformacje kręgow piersiowych, szczególnie o charakterze sklinowacenia, nie są wyłącznie charakterystyczne dla osteoporozy, albowiem pewne anomalie kręgow rozwijają się na skutek mechanizmów innych niż złamanie (Abdel-Hamid Osman i wsp. 1994). Za wzrost kifozy piersiowej w wielu przypadkach obwinia się zmiany degeneracyjne krążków międzykręgowych (Hendry 1958; Schneider i wsp. 2004) lub inne czynniki, takie jak wzrost masy ciała, osłabienie siły mięśniowej, bóle pleców (Kalliomäki i wsp. 1973; Sinaki i wsp. 1996) czy upośledzenie mobilności kręgosłupa (Mellin 1987; Bergenudd i wsp. 1989). Przeważają jednak poglądy, że konsekwencją obniżania się masy kostnej są zmiany w ukształtowaniu krzywizn kręgosłupa spowodowane złamaniami kręgow. Dotyczą one zarówno odcinka piersiowego (Chow i Harrison 1987; Lombardi i wsp. 2004), jak i lędźwiowego kręgosłupa (Itoi 1991). Wykazano, że u niektórych osób prowadzi to do zaburzeń chodu. Polegają one na skróceniu długości kroku, zmniejszeniu zakresu ruchu w stawie biodrowym i kolano-

wym, a w konsekwencji ograniczeniu szybkości chodu i wzroście jego kosztów energetycznych (Murray i wsp. 1969; Lombardi i wsp. 2004). Można więc przyjąć, że towarzyszące osteoporozie złamanie kręgow i wynikające z tego zaburzenia kostno-mięśniowe upośledzają sprawność ruchową, pogarszają mobilność, a przez to zwiększają prawdopodobieństwo wystąpienia utraty równowagi i upadków.

Pierwszym doniesieniem mówiącym o odmiennej strategii utrzymywania równowagi przez osoby z osteoporozą była praca Lynn i wsp. (1997). Obserwacje oparto jednak na niewielkiej, kilkusobowej grupie badawczej. Podobne spostrzeżenia na większym materiale poczynili Sinaki i wsp. (2003, 2005). Wykazali oni, że osoby z niską masą kostną w porównaniu z osobami zdrowymi mają zwiększony zakres i prędkość wychwiał ciała w płaszczyźnie czołowej, zmniejszony natomiast w płaszczyźnie strzałkowej. Autorzy ci nie wyjaśnili jednak, czym jest to spowodowane i czy takie zachowania należy korygować w procesie rehabilitacji. Badania innych autorów nie potwierdziły do końca tych obserwacji (Morasso i wsp. 1999). Ostatnie doniesienia zawierają nowe informacje na temat stabilności posturalnej kobiet z osteoporozą. Jako ewentualne przyczyny niestabilności postawy i upadków wskazuje się zmiany w postawie ciała spowodowane deformacjami kręgow oraz osłabienie siły mięśniowej (Ishikawa i wsp. 2009).

Niewielka liczba publikacji i brak zgodności w poglądach na temat jakości procesu utrzymywania równowagi osób z niską masą kostną skłoniły autorkę niniejszej pracy do zainteresowania się tą problematyką. Zachętą do przeprowadzenia kompleksowych badań ukierunkowanych na ocenę zmian funkcjonalnych w narządzie ruchu kobiet po menopauzie, z określoną gęstością kości, były wyniki kilku wstępnych obserwacji.

Badania pilotażowe oceniające stabilność ciała wskazywały na występowanie różnic w parametrach równowagi między osobami z prawidłową i obniżoną masą kostną, a także ujawniły istnienie relacji między miarami równowagi a podatnością na upadki (Ostrowska 2003; Kuczyński i Ostrowska 2006). Wskazały także, że sposób utrzymywania równowagi i postawa ciała mogą zależeć od codziennej aktywności fizycznej, choć nie zawsze ma to związek z częstością upadków (Ostrowska i wsp. 2003, 2005 a, b, 2006; Ostrowska i Kuczyński 2006). Zauważono również, że w zabezpieczeniu stabilizacji ciała istotną rolę odgrywa stan i wydolność czynnościowa stawów kończyn dolnych (Ostrowska i wsp. 2008). Wstępne obserwacje dotyczące postawy ciała ujawniły istnienie różnic między osobami z prawidłową i obniżoną masą kostną. Zmiany posturalne obserwowane u osób z osteoporozą nie były jednak zaawansowane, a tym samym wyniki uzyskane przez autorkę różniły się od wyników przedstawionych wcześniej przez innych badaczy. Różnice między wynikami własnymi i innych autorów zachęciły do przeprowadzenia badań na większej populacji kobiet.

# 2

---

## Założenia i cel pracy

Zmiany zachodzące z wiekiem w narządzie ruchu zwiększają niebezpieczeństwo wystąpienia złamań, gdyż pogarsza się stabilność ciała i wzrasta podatność na upadki. Przez stabilność posturalną można rozumieć sprawność koordynacyjną umożliwiającą wykonywanie ruchów posturalnych związanych z aktywną kontrolą równowagi, a także odporność postawy na zakłócenia endo- i egzogenne. W warunkach prawidłowej budowy i funkcji układu ruchu stabilność posturalną zapewniają takie czynniki, jak odpowiednia budowa struktur kostnych i ich połączeń (stabilizacja bierna), napięcie mięśni posturalnych (stabilizacja czynna), lokalizacja i przebieg sił ciężkości poszczególnych segmentów ciała (zrównoważenie postawy ciała), kształt i elastyczność krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa (Zagrobelny i Woźniwski 1992) oraz sprawnie działający ośrodkowy i obwodowy układ nerwowy.

Mając na uwadze, że utrzymywanie równowagi przez człowieka jest specyficzną czynnością ruchową, wymagającą precyzyjnej współpracy wszystkich segmentów ciała, można przypuszczać, że niesprawność nawet jednego z nich wpływa na jakość kontroli równowagi ciała, a tym samym podatność na upadki.

Zmniejszenie ryzyka upadków i ich ewentualnych następstw zależy od doboru programów terapeutycznych ukierunkowanych na poprawę zaburzonych funkcji organizmu oraz redukcję sytuacji, w których osoby starsze są na nie najbardziej narażone. Jednym z warunków skuteczności takich działań jest odpowiednio wczesne rozpoznanie zaburzeń motorycznych pozwalających określić przypuszczalne ryzyko utraty równowagi.

Biorąc pod uwagę obecne prognozy demograficzne i wzrost zachorowań na osteoporozę, niezmiernie istotne wydaje się zbadanie, czy u kobiet z obniżoną masą kostną występuje problem niestabilności posturalnej oraz czy zagraża to upadkami. Ważnym elementem diagnostyki jest również ustalenie ewentualnych źródeł upośledzenia równowagi lub zmian sposobu jej utrzymywania oraz określenie ich wpływu na stabilność ciała w pozycji stojącej. Ponieważ mor-

fologicznym podłożem regulacji równowagi jest narząd ruchu, a stan układu kostno-stawowego jest warunkiem jego sprawnego funkcjonowania, określenie dysfunkcji w jego obrębie może wskazać na przyczyny zaburzeń w utrzymywaniu równowagi.

Zagadnienia związane z procesami starzenia w układach odpowiedzialnych za stabilność ciała zostały dość dobrze zbadane, szczególnie dotyczy to układu mięśniowego i systemów sensorycznych (Robins i wsp. 1989; Sinaki i wsp. 1993; Alexander 1994; Błaszczyk i wsp. 1994; King i wsp. 1994; Hobeika 1999; Melzer i wsp. 2001; Lin i Woollacott 2002, 2005; Peterka 2002; Skrzek 2005). Nie do końca natomiast wiadomo, czy i na ile zmiany w narządzie ruchu, związane z utratą gęstości kości, upośledzają równowagę oraz czy wpływają na wybór strategii ruchowych zabezpieczających stabilność ciała. Nie wiadomo również, czy strategie te są właściwe, czy powinny być korygowane w procesie fizjoterapii.

Problemem w osteoporozie są złamania, do których dochodzi najczęściej w wyniku upadku (Cummings i Melton 2002; Runge i Schacht 2005). Jednocześnie wiadomo, że złamania typowe dla tego schorzenia znacznie przekraczają częstość zachorowań na osteoporozę (Nyberg i wsp. 1996; Reeve i Silman 1997; Burger 2000). Stąd też postępowanie ograniczone tylko do spowolnienia spadku masy kostnej wydaje się niewystarczające. Wspomaganie tego leczenia ćwiczeniami fizycznymi może skutecznie przyczynić się do zmniejszenia częstości upadków i złamań. Dobór ćwiczeń musi być jednak poparty wnikliwą i kompleksową analizą funkcjonalną układu ruchu, określającą deficyty czynnościowe.

Przyczyny upadków są złożone i trudne do określenia. Przegląd piśmiennictwa wskazuje, że w przypadku osteoporozy znaczna część uwagi badaczy koncentruje się na określeniu częstości, rodzaju lub okoliczności upadków. Natomiast w mniejszym stopniu analizuje się czynniki związane z jakością procesu utrzymywania równowagi. Autorzy nielicznych doniesień poświęconych problematyce stabilności ciała kobiet z osteoporozą głównej przyczyny zaburzeń równowagi u tych osób upatrują w nadmiernej kifozie piersiowej. Podkreślają również, że taki obraz sylwetki częściej spotyka się u kobiet z osteoporozą niż ze zdrowym szkieletem (Lynn i wsp. 1997; Sinaki i wsp. 2005). Przyczyn niestabilności postawy i większej podatności na upadki wśród kobiet z osteoporozą szuka się również w pogorszonej mobilności.

Celem pracy była ocena wychwiań ciała w staniu swobodnym u kobiet z osteoporozą, osteopenią i prawidłową masą kostną. Postanowiono również określić wpływ postawy ciała i ruchomości stawów kończyn dolnych na proces utrzymywania równowagi i podatność na upadki.

### **Hipotezy badawcze**

1. Między kobietami z osteoporozą, osteopenią i prawidłową masą kostną występują różnice w wychwianiach postawy ciała.
2. Zmniejszenie masy kostnej trzonów kręgowych prowadzi do zmian w ukształtowaniu krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa oraz ograniczenia ruchomości w stawach kończyn dolnych.
3. Ukształtowanie krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa i ruchomość w stawach kończyn dolnych wpływają na utrzymywanie równowagi w pozycji stojącej oraz występowanie upadków u kobiet.

### **Zadania badawcze**

1. Ocena wychwiań ciała w staniu swobodnym u kobiet z osteoporozą, osteopenią i prawidłową masą kostną.
2. Ocena kształtu krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa u kobiet z osteoporozą, osteopenią i prawidłową masą kostną oraz określenie ich związku z jakością procesu utrzymywania równowagi.
3. Ocena ruchomości w stawach kończyn dolnych u kobiet z osteoporozą, osteopenią i prawidłową masą kostną oraz określenie ich związku z jakością procesu utrzymywania równowagi.
4. Porównanie wartości parametrów charakteryzujących proces utrzymywania równowagi, ukształtowanie krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa i ruchomość w stawach kończyn dolnych u kobiet z incydentami upadków i bez nich.
5. Określenie wpływu wybranych czynników, tj. wieku, gęstości mineralnej kości, subiektywnego odczuwania zaburzenia równowagi, typu postawy ciała oraz codziennej aktywności fizycznej na prawdopodobieństwo wystąpienia upadków u kobiet.

### **Pytania badawcze**

1. Czy utrata masy kostnej może prowadzić do zmian w utrzymywaniu równowagi w pozycji stojącej?
2. Jaki wpływ na ukształtowanie krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa wywiera proces demineralizacji kośćca?
3. Czy zmniejszanie się gęstości mineralnej kości zaburza ruchomość w stawach kończyn dolnych?
4. Czy ukształtowanie kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej oraz ruchomość w stawach kończyn dolnych wpływają na stabilność ciała kobiet?

5. Czy częstość upadków jest związana ze stabilnością postawy stojącej, ukształtowaniem krzywizn kręgosłupa oraz ruchomością w stawach kończyn dolnych?
6. Jakie jest prawdopodobieństwo wystąpienia upadku ze względu na wiek, wielkość utraty masy kostnej, subiektywnie odczuwane zaburzenia równowagi, typ postawy ciała oraz poziom aktywności ruchowej?

# 3

---

## Material i metody badań

### 3.1. Dobór materiału badań

Badaniami objęto 369 kobiet po 40. roku życia z oznaczoną gęstością mineralną kości (BMD). Uczestniczki wybrano losowo z bazy danych Poradni Osteoporozy w Szczawnie Zdroju. Były to osoby, które w ramach badań profilaktycznych bądź na zlecenie lekarza wykonały densytometrię, aby oszacować zagrożenie osteoporozą.

Wybrane pacjentki rekrutowały się spośród 486 kobiet, które odpowiedziały na wysłane listownie zaproszenie informujące o celu badań, rodzaju i sposobie ich wykonania oraz warunkach uczestnictwa. Z osobami tymi przeprowadzono wstępną rozmowę w celu sprawdzenia, czy spełniają one kryteria włączenia do badań. Kobietom, które uzyskały pozytywną ocenę z rozmowy wstępnej oraz wyraziły chęć uczestnictwa, zaproponowano termin badań.

Kryterium włączenia stanowił aktualny wynik pomiaru gęstości mineralnej kości wykonany metodą DEXA najpóźniej 3 miesiące przed badaniem oraz zdolność do samodzielnego poruszania się i funkcjonowania w życiu codziennym. Kryterium wykluczenia stanowiły zdiagnozowane schorzenia: układu nerwowego (np. stany po udarze mózgu, choroba Parkinsona, neuropatie obwodowe), sercowo-naczyniowego (np. zaburzenia rytmu serca, miażdżyca tętnic), mięśniowo-szkieletowego (np. choroby zapalne, skolioza, zniekształcenia stóp) oraz psychiczne (np. depresja, otępienie). Z badań wykluczono również osoby przyjmujące leki wpływające na równowagę ciała, kobiety z nasilonymi objawami naczynioruchowymi, a także po dłuższej chorobie, której leczenie wymagało przebywania w łóżku.

Przed przystąpieniem do badań z każdą z uczestniczek przeprowadzono wywiad oraz wykonano u niej pomiar podstawowych cech somatycznych. Pytania zawarte w wywiadzie dotyczyły: subiektywnie odczuwanych zaburzeń równowagi, przebytych upadków, codziennej aktywności fizycznej oraz posiadanej

w wieku 20–25 lat wysokości ciała. Uzyskane dane posłużyły do charakterystyki badanych kobiet oraz określenia prawdopodobieństwa ryzyka upadków.

Pytania sformułowano następująco:

- Czy odczuwa Pani zaburzenia równowagi? (nie/tak)
- Czy w ciągu ostatniego roku zdarzył się Pani upadek? (nie/tak)
- Jaki jest poziom Pani codziennej aktywności fizycznej?
  - *duży* (aktywność sportowa kilka razy w tygodniu, np. pływanie, bieganie lub wytężone ćwiczenia fizyczne przynajmniej 3 razy w tygodniu, takie jak ciężka praca w ogrodzie, na roli, dźwiganie ciężarów),
  - *umiarkowany* (3–4 godziny w tygodniu prace domowe: gotowanie, odkurzenie, sprzątanie, uprawianie ogródka, dłuższe spacery i jazda na rowerze, które powodują zadyszkę lub spocenie się),
  - *lekki* (wykonywanie łatwych zadań domowych, np. przygotowywanie prostych posiłków, ścieranie kurzu, porządkowanie rzeczy, krótki spacer, lekka praca w ogrodzie),
  - *znikomy* (przeważnie siedzenie, czytanie, oglądanie TV) (Bień i Synak 2001; Osiński 2002).
- Jaką wysokość ciała posiadała pani w wieku 20–25 lat?

Do badań zakwalifikowano ostatecznie 369 kobiet spełniających warunki uczestnictwa. Podstawowe kryterium podziału badanych stanowił wynik pomiaru densytometrycznego wyrażony wskaźnikiem T-score (tab. I aneks). Posłużył on do utworzenia trzech grup kobiet: z masą kostną w normie, z osteopenią i z osteoporozą. Pierwsza grupa obejmowała 84 kobiety w wieku od 43 do 82 lat

TABELA 1. Charakterystyka morfologiczna badanych kobiet (średnia  $\pm$  SD)

Cecha	I (n = 84)	II (n = 94)	III (n = 191)	Test Fishera	Testy Bonferroniego		
					I–II	I–III	II–III
Wiek [lata]	59,7 $\pm$ 8,0	61,3 $\pm$ 9,5	65,1 $\pm$ 8,0	16,04***	–	–	***
Wysokość ciała [cm]	159,9 $\pm$ 5,5	158,7 $\pm$ 6,1	157,3 $\pm$ 6,6	5,51***	–	***	–
Utrata wysokości ciała [cm]	1,6 $\pm$ 1,6	1,8 $\pm$ 1,7	2,7 $\pm$ 2,4	10,4***	–	***	***
Masa ciała [kg]	72,9 $\pm$ 12,4	67,8 $\pm$ 10,8	64,3 $\pm$ 10,7	17,92***	***	***	***
Wskaźnik BMI	28,5 $\pm$ 4,4	26,9 $\pm$ 4,1	26,0 $\pm$ 4,3	9,77***	***	***	–

I – kobiety z masą kostną w normie

II – kobiety z osteopenią

III – kobiety z osteoporozą

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$



(średnio  $59,7 \pm 8,0$ ), druga grupa 94 kobiety w wieku od 40 do 86 lat (średnio  $61,3 \pm 9,5$ ), a trzecia 191 kobiet w wieku od 40 do 84 lat (średnio  $65,1 \pm 8,0$ ).

Charakterystykę somatyczną badanych kobiet przedstawiono w tabeli 1. Wynika z niej, że najniższą wysokością ciała charakteryzowały się kobiety z osteoporozą. Były one niższe średnio o 2,6 cm od kobiet z prawidłową gęstością kości i o 1,4 cm od kobiet z osteopenią. Różnice istotne statystycznie wystąpiły tylko między grupą kobiet z osteoporozą i BMD mieszczącym się w normie. W badanym materiale wykazano także istotne statystycznie zmiany w wielkości utraty wysokości ciała. Średni ubytek wysokości ciała w grupie kobiet z prawidłową masą kostną wyniósł 1,6 cm, z osteopenią 1,7 cm, natomiast z osteoporozą 2,7 cm. Porównanie wielkości średnich wykazało, że różnice te były istotne tylko między grupą pierwszą a trzecią oraz drugą a trzecią.

Podobne zmiany zaobserwowano w masie ciała. Kobiety z osteoporozą miały niższą bezwzględną masę ciała średnio o 3,5 kg w porównaniu z kobietami z osteopenią, a blisko o 9 kg w porównaniu z kobietami z prawidłową gęstością kości. Obserwowane różnice były statystycznie istotne między wszystkimi grupami kobiet.

Średnia wartość względnej masy ciała określająca stan ogólnego otluszczenia we wszystkich grupach kobiet mieściła się w przedziale świadczącym o nadwadze. Jednak przeprowadzona analiza wskazała również na zróżnicowanie jej wielkości. Największą nadwagą charakteryzowały się kobiety z prawidłową gęstością kości, natomiast najmniejszą kobiety z osteoporozą. Dzięki szczegółowym porównaniom zaobserwowano w tym zakresie statystycznie istotne różnice między kobietami z prawidłową masą kostną a kobietami z osteopenią i osteoporozą.

Z informacji uzyskanych w wywiadzie wynika, że największy odsetek kobiet zgłaszających subiektywnie odczuwane zaburzenia równowagi wystąpił w grupie z osteoporozą (56,5%), najmniejszy natomiast w grupie z osteopenią (37,2%). Podobnie duży odsetek kobiet zgłaszających zaburzenia równowagi obserwowano u kobiet z prawidłową gęstością kości (48,8%). Stwierdzone różnice między grupami nie były jednak statystycznie istotne (tab. II aneks).

Upadki zdarzały się we wszystkich grupach kobiet, częściej jednak występowały one u osób z obniżoną gęstością kości. W roku poprzedzającym badanie co najmniej jedna zgłaszała co trzecia kobieta z osteoporozą (33%) oraz co czwarta z prawidłową gęstością kości (25%). Różnice w częstości upadków były również statystycznie nieistotne (tab. III aneks).

Największą aktywność ruchową wykazywały kobiety z prawidłową gęstością kości, nieco mniejszą z osteopenią, a najmniejszą z osteoporozą. Umiarkowana aktywność występowała w podobnym procencie we wszystkich badanych grupach kobiet, natomiast aktywność lekka i znikoma wyraźnie częściej dotyczyła kobiet z osteoporozą. Stwierdzone różnice między badanymi grupami nie były statystycznie istotne (tab. IV aneks).

### 3.2. Metody badań

#### 3.2.1. Pomiary somatyczne

Pomiar podstawowych cech somatycznych badanych kobiet przeprowadzono zgodnie z techniką Martina i Sallera (1957). Wysokość ciała mierzono antropometrem z dokładnością do 0,5 cm, natomiast masę ciała elektroniczną wagą lekarską z dokładnością do 0,5 kg. Na ich podstawie wyliczono wskaźnik masy ciała – BMI (Body Mass Index).

#### 3.2.2. Badania densytometryczne

Badanie gęstości mineralnej kości u wszystkich kobiet wykonano metodą dwuwiązkowej absorpcjometrii rentgenowskiej (*dual energy X-ray absorptiometry*, DEXA), aparatem DPX-plus, produkcji Lunar Corp (Madison, USA). Miejscem pomiaru był kręgosłup w odcinku lędźwiowym. Odczyt wyniku dotyczył regionu L<sub>2</sub>–L<sub>4</sub>. Badanie to umożliwiło określenie gęstości mineralnej kości w postaci następujących wartości:

- zawartości minerałów w kości (*bone mineral content*, BMC) wyrażonej w gramach,
- bezwzględnej gęstości mineralnej kości (*bone mineral density*, BMD) wyrażonej w g/cm<sup>2</sup>,
- gęstości mineralnej kości wyrażonej w postaci odsetka wartości szczytowych (% BMD szczytowej) oraz w postaci odchylenia standardowego T-score (SD),
- gęstości mineralnej kości wyrażonej w postaci odsetka wartości należnej dla wieku (% BMD należnej dla wieku) oraz w postaci odchylenia standardowego Z-score (SD).

Na podstawie wartości T-score utworzono trzy grupy badawcze: z prawidłową gęstością kości, osteopenią oraz osteoporozą.

Wskaźnik T-score umożliwia porównanie masy kostnej pacjenta ze średnią BMD zdrowych młodych dorosłych osób tej samej płci z referencyjnej bazy danych. Celem takiego porównania jest określenie, jak daleko od należnej szczytowej masy kostnej odbiega wynik osoby badanej. Im niższa jest wartość tego wskaźnika, tym większe jest prawdopodobieństwo złamania osteoporotycznego (Badurski 2003). Stosując kryteria WHO odnoszące się do interpretacji wyników densytometrii, przyjmuje się, że jeżeli wskaźnik T-score mieści się w jednym odchyleniu standardowym (SD), to wynik należy uznać za prawidłowy; jeżeli mieści się w przedziale od –1 do –2,5 SD, to rozpoznaje się osteopenię; a jeżeli wynosi mniej niż –2,5 SD, to świadczy to o osteoporozie. Zmniejszenie masy kostnej o 1 SD odpowiada podwojeniu ryzyka złamania (Marshall i wsp. 1996).

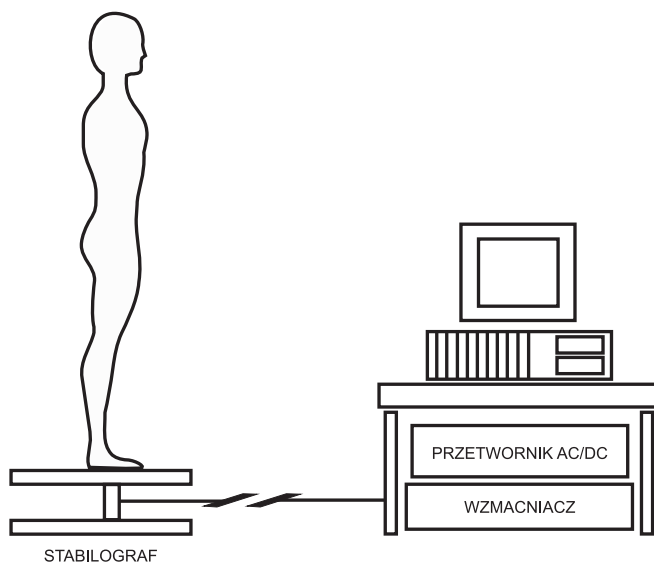
W przypadku techniki DEXA najczęstszym miejscem pomiaru BMD jest

kręgosłup lędźwiowy i bliższy odcinek kości udowej. Ponieważ u większości uczestniczek badań ze względu na wskazania lekarskie wykonano pomiar tylko w odcinku lędźwiowym, przyjętą klasyfikację i podział na 3 grupy badawcze (kobiety z masą kostną w normie, kobiety z osteopenią, kobiety z osteoporozą) oparto na przedziałach wartości T-score dla kręgosłupa. We wcześniejszych badaniach wykazano, że mimo iż przedziały densytometryczne dla celów diagnostycznych rezerwuje się do BMD szyjki kości udowej (Kanis i Glüer 2000), to za pomocą pomiaru w odcinku lędźwiowym kręgosłupa, o ile wykonany jest metodą DEXA, równie dokładnie można rozpoznać osteoporozę i przewidzieć ryzyko złamań (Nowak i wsp. 2003).

### 3.2.3. Badania stabilograficzne

Do oceny sposobu utrzymywania równowagi w pozycji stojącej wykorzystano metodę stabilograficzną bazującą na pomiarze sygnału reprezentującego przemieszczenia punktu przyłożenia wypadkowej sił reakcji podłoża (COP) (Gurfinkel i wsp. 1965).

W skład stanowiska badawczego wchodziły następujące elementy: stabilograf tensometryczny, wzmacniacz sygnałów tensometrycznych, przetwornik analogowo-cyfrowy, układ zasilania i stabilizacji napięć zasilających oraz komputer z oprogramowaniem (ryc. 1). Badanie polegało na przyjęciu swobodnej postawy stojącej na platformie stabilograficznej umieszczonej w odległości 2 m od ściany. Badane kobiety stopy miały ustawione równoległe, kończyny dolne wyprostowane, kończyny górne swobodnie zwisające, głowę w pozycji frankfurckiej.



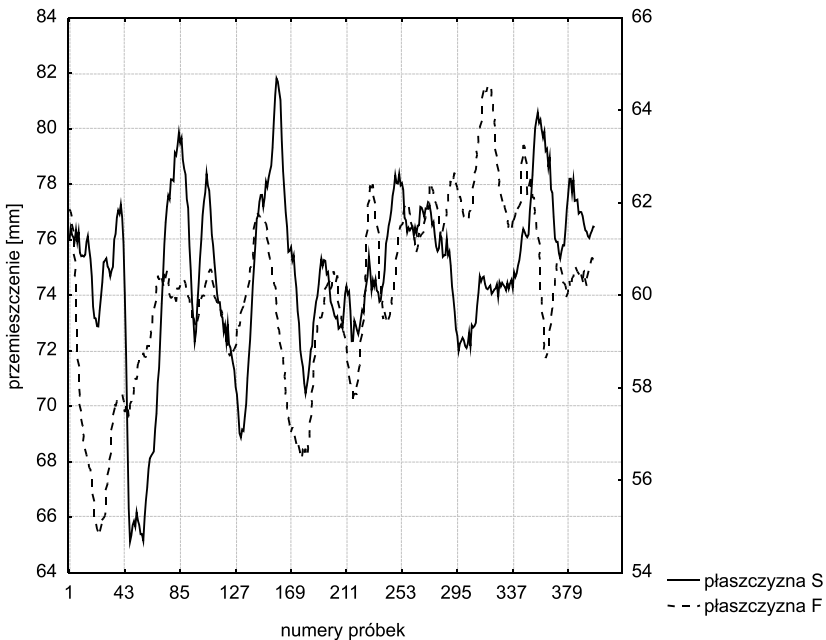
Po wyrażeniu gotowości pacjenta do pomiaru, po upływie 5–10 s rozpoczynano rejestrację sygnału COP. Czas pomiaru wynosił 20 s (Le Clair i Riach 1996).

Zasada pomiaru sygnału COP była następująca: podczas utrzymywania równowagi w pozycji stojącej pionowe momenty sił nacisku stóp na podłoże powodowały zmiany rezystancji mostków tensometrycznych umieszczonych wewnątrz platformy. Wzmacniacz pomiarowy współpracujący z platformą przekształcał zmiany rezystancji na sygnał napięciowy, który następnie podawany był przez przetwornik analogowo-cyfrowy na komputer rejestrujący sygnały w trybie on-line. Częstotliwość próbkowania wynosiła 20 Hz. Otrzymanie rzeczywistej wartości sygnału COP wymagało podzielenia wartości tego sygnału przez siłę pionową równą ciężarowi ciała osoby badanej oraz uwzględnienia współczynników kalibracji. Procedurę kalibracji stosowano każdorazowo przed rozpoczęciem badań. Różnice w wartościach współczynników skalowania nie przekraczały 1%.

Mierzone sygnały rejestrowane były przez komputer w postaci krzywej stabilogramu w dwóch płaszczyznach: strzałkowej i czołowej (ryc. 2).

Na podstawie zarejestrowanego sygnału COP obliczano miary jego zmienności, tj. odchylenie standardowe, zakres, średnią prędkość i średni promień.

*Odchylenie standardowe*, które zwane jest również zmiennością lub rozrzu-



RYCINA 2. Przykładowy zapis sygnału COP w płaszczyźnie strzałkowej (S) i czołowej (F)

tem sygnału COP, określa stopień zróżnicowania wielkości przemieszczeń punktu położenia nacisku stopami na podłoże od wartości średniej COP. Im wyższa jest jego wartość, tym większe i bardziej zróżnicowane są wychwiania ciała w pozycji stojącej.

*Zakres* przedstawia odległość między maksymalną a minimalną wartością szeregu czasowego COP w danej płaszczyźnie. Im wyższa jest jego wartość, tym większe są maksymalne wychwiania postawy ciała (w płaszczyźnie strzałkowej – przód i tył, a w płaszczyźnie czołowej – na boki).

*Średnia prędkość* jest wartością ilorazu drogi COP i czasu trwania próby. Parametr ten informuje o dynamice procesu regulacji równowagi ciała w pozycji stojącej. Im większa jest wartość średniej prędkości wychwian, tym proces regulacji równowagi jest bardziej dynamiczny.

*Średni promień* to średnia odległość rzutu COP na płaszczyźnie podstawy od punktu o współrzędnych równych wartościom średnim przemieszczeń COP w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Im większa jest jego wartość, tym większe są wychylenia postawy ciała i obszar, w obrębie którego przemieszcza się środek ciężkości ciała (Golema 1987; Kuczyński 2000).

Analiza *przemieszczeń COP* jest uznaną metodą oceny rozmiaru wychwian postawy, wykorzystywaną w badaniach układu równowagi człowieka, pozwalającą na diagnostykę przypadków związanych z zaburzeniami równowagi (Kuczyński 2003). Jej wadą jest to, że umożliwia jedynie ilościową ocenę objawów działania układu równowagi (przykładowo zwiększenie wychwian), nie daje natomiast możliwości dokładnego powiązania zaobserwowanych wyników z faktycznymi procesami zachodzącymi w układzie nerwowym i mięśniowym.

W celu wzbogacenia wiedzy o mechanizmach kontroli postawy postanowiono w badaniach własnych wykorzystać model lepko-sprężysty procesu utrzymywania równowagi opracowany przez Kuczyńskiego (Kuczyński 1999, 2002, 2003; Kuczyński i wsp. 2002). Metoda ta polega na analizie sygnału korekcyjnego, będącego różnicą COP–COM. Reprezentuje on przemieszczenia punktu przyłożenia wypadkowej sił sterujących, odpowiedzialnych za utrzymywanie równowagi (Winter 1995). Analiza sygnału korekcyjnego, nazwanego też sygnałem rezydualnym lub sygnałem błędu w układzie sterowania, daje możliwość wglądu w mechanizmy utrzymywania równowagi, ponieważ sygnał ten jest przejawem aktywności tego układu. Mimo zalet, takich jak stacjonarność i oczywisty związek z funkcjonowaniem układu nerwowego, sygnał korekcyjny był do tej pory rzadko analizowany (Brauer i Seidel 1978; Winter 1995; Carpenter i wsp. 1999). Wynika to z faktu ograniczonego dostępu do COM, ponieważ zarówno pomiar, jak i rekonstrukcja tego sygnału wiązała się z niedoskonałością lub była zbyt czasochłonna. Kuczyński (1999) opracował model sygnału korekcyjnego w postaci procesu autoregresji drugiego rzędu, pozwalającego na sprowadzenie informacji, którą niesie ten sygnał, do dwóch parametrów:  $p_1$  i  $p_2$ .

Estymacja tych parametrów jest charakterystyczną cechą modelu lepko-sprężystego, podobnie jak powszechne założenie, że w stanie swobodnym człowiek zachowuje się jak jednosegmentowe wahadło odwrócone, którego stabilizatory mają właściwości podobne do sprężyn i tłumików (Fitzpatrick i wsp. 1992; Winter i wsp. 1998; Kuczyński 1999). W modelu tym omawiany sygnał różnicy COP–COM traktowany jest jako sygnał wyjścia, natomiast sygnałem wejścia jest szum – losowa rekrutacja jednostek motorycznych aktywnych w procesie utrzymywania równowagi – o wymiarze momentu siły. Układ równowagi według zaproponowanego modelu opisany jest równaniem (Kuczyński 2003):

$$J \cdot \theta''(t) + B \cdot \theta'(t) + K \cdot \theta(t) + T(t),$$

gdzie:

- J – moment bezwładności ciała,
- B – lepkość posturalna,
- K – sztywność posturalna,
- T(t) – moment sił względem podstawy powodowany przez mięśnie generujące sygnał korekcyjny,
- $\theta(t)$  – odpowiada różnicy COP–COM w jednostkach kątowych.

Na podstawie wspomnianych wyżej parametrów  $p_1$  i  $p_2$  obliczana jest częstotliwość pikowa, parametry lepko-sprężyste oraz margines stabilności.

*Częstotliwość ruchów korekcyjnych* jest zarówno biomechaniczną, jak i fizjologiczną miarą opisującą skutki decyzji OUN podejmowanych w celach stabilizacji ciała. Wartości częstotliwości przedstawiają dynamikę wychwiania ilustrującą zmiany momentów sił wyzwalanych głównie w stawach skokowych i biodrowych (Winter 1995). Zarówno nadmierny wzrost, jak i zbyt duże obniżenie częstotliwości mogą wskazywać na stan zagrożenia stabilizacji pozycji stojącej (Kuczyński 1998, 2003).

*Sztywność posturalna* uważana jest za główny mechanizm utrzymywania równowagi. Jej wartość dobierana jest adaptacyjnie przez układ nerwowy do aktualnej sytuacji zaistniałej na jego obwodzie. Zmiany sztywności są efektem działania mięśni odpowiedzialnych za postawę człowieka i wynikają ze zmian ich aktywności tonicznej. Wyższe wartości tych parametrów obserwuje się w stanach patologicznych, podczas utrzymywania równowagi w warunkach utrudnień lub w obecności wzrokowego sprzężenia zwrotnego. Zarówno zbyt wysoka, jak i zbyt niska sztywność może być szkodliwa dla kontroli równowagi (Kuczyński 2001 b).

*Lepkość* wraz ze sztywnością reprezentują mechaniczne cechy ciała i są związane z właściwościami tłumiącymi ruchy oscylacyjne podczas utrzymywania pozycji stojącej. Mechanizmy zmian lepkości nie są do końca wyjaśnione. Przyj-

muje się, że większa lepkość powoduje szybsze wygaszanie oscylacji i prowadzi do wzrostu aktywności tonicznej mięśni (Agarwal i Gottlieb 1977; Canon i Zahalak 1982; Hunter i Kearney 1982; Kuczyński 2003) oraz wzrostu ryzyka upadku (Kuczyński i Ostrowska 2006).

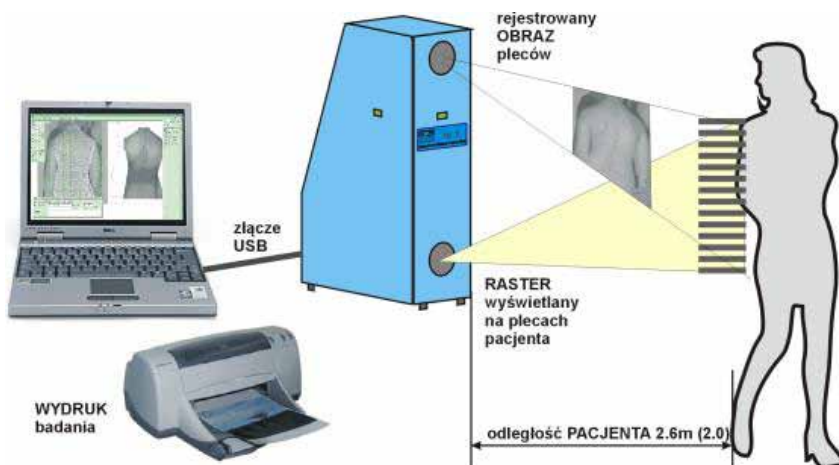
*Thumienie* obrazuje pracę mięśni polegającą na wygaszaniu amplitudy ruchu. Niskie wartości tłumienia świadczą o powolnym wygaszaniu wychwiał, natomiast wysokie wartości wskazują na ich nadmierne niwelowanie (Horak i Nashner 1986; Gatev i wsp. 1999).

### 3.2.4. Badania fotogrametryczne

Do oceny kształtu krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa zastosowano metodę fotogrametryczną (Takasaki 1970). Umożliwia ona określenie położenia wybranych punktów antropometrycznych na podstawie zdjęcia powierzchni pleców badanej osoby. Podstawą fizyczną tej metody jest efekt nazwany w optyce zjawiskiem mory. Pozwala on na uzyskanie obrazu przestrzennego badanej powierzchni w postaci mapy topograficznej. Technika mory w porównaniu z badaniem radiologicznym jest tania, nieinwazyjna i szybka. Jej wynik wykazuje bardzo wysoką korelację z kątem Cobba (0,93–0,96) wykreślanym na zdjęciach radiologicznych (el-Sayyad 1986).

W skład zestawu pomiarowego wchodziły następujące elementy:

- zespół projekcyjno-odbiorczy składający się z kamery CCD oraz projektora wraz z rastrem o rozdzielczości izolinii < 10 mm,
- karta wideo o rozdzielczości obrazu 480 × 570 punktów,
- komputer z oprogramowaniem (ryc. 3).



RYCINA 3. Wyposażenie stanowiska badawczego do fotogrametrycznej oceny postawy ciała (CQ Elektronik System, Artur Świerc, [www.cq.com.pl](http://www.cq.com.pl))

Osoba badana stawała tyłem do kamery w odległości 2,6 m, przyjmując naturalną, niewymuszoną postawę ciała ze stopami ustawionymi równolegle, kończynami dolnymi wyprostowanymi, głową skierowaną na wprost i kończynami górnymi luźno opuszczonymi wzdłuż tułowia. Wcześniej na powierzchni pleców zaznaczano specjalnym markerem charakterystyczne punkty kostne: wyrostki kolczyste kręgosłupa od  $C_7$  do  $S_1$ , wyrostki barkowe łopatek, dolne kąty łopatek oraz kolce biodrowe tylne górne. Podczas rejestracji obrazu zwracano uwagę na to, aby pacjent się nie poruszał.

Zasada badania postawy ciała metodą fotogrametryczną jest następująca: światło pochodzące z reflektora po przejściu przez raster wyświetla na plecach pacjenta izolację. Obraz ten obserwowany jest przez kamerę CCD, a następnie przetwarzany na sygnał cyfrowy i przesyłany do pamięci komputera, gdzie dzięki algorytmom numerycznym uzyskiwana jest mapa warstwowa powierzchni pleców. Wszystkie dane wraz ze zdjęciem oraz przestrzennym obrazem pleców zapisywane są w pamięci komputera. Następnym etapem jest obróbka komputerowa zarejestrowanych danych, po której automatycznie zostają obliczone parametry postawy ciała.

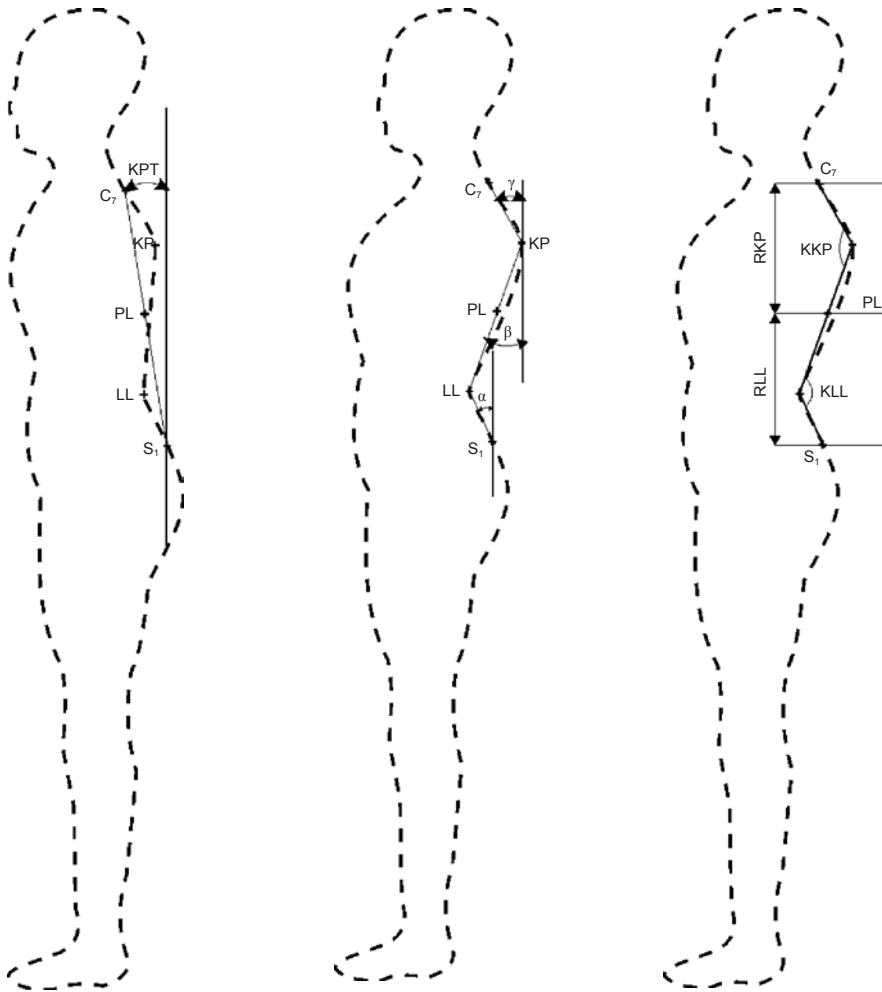
W badaniach wykorzystano tylko parametry umożliwiające określenie ukształtowania tułowia w płaszczyźnie strzałkowej (ryc. 4):

1. Parametry kątowe:
  - kąt pochylenia tułowia (KPT) – pochylenie tułowia do przodu względem płaszczyzny czołowej przechodzącej przez punkt  $S_1$ ,
  - kąt nachylenia odcinka piersiowego górnego kręgosłupa ( $\gamma$ ),
  - kąt nachylenia odcinka piersiowo-łędźwiowego kręgosłupa ( $\beta$ ),
  - kąt nachylenia odcinka łędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa ( $\alpha$ ),
  - kąt kifozy piersiowej [KKP =  $180 - (\beta + \gamma)$ ],
  - kąt lordozy łędźwiowej [KLL =  $180 - (\alpha + \beta)$ ];
2. Parametry wysokościowe:
  - wysokość kifozy piersiowej (RKP) – odległość  $C_7$ –PL,
  - wysokość lordozy łędźwiowej (RLL) – odległość  $S_1$ –PL;
3. Parametry głębokościowe:
  - głębokość kifozy piersiowej (GKP) – odległość KP–PL,
  - głębokość lordozy łędźwiowej (GLL) – odległość LL–PL;
4. Parametry wskaźnikowe:
  - wskaźnik kifozy piersiowej (WKP = GKP/DKP),
  - wskaźnik lordozy łędźwiowej (WLL = GLL/DLL),
  - wskaźnik kompensacji [MI =  $(\alpha + \beta) - (\beta + \gamma)$ ].

Zwiększenie kifozy piersiowej w badaniu fotogrametrycznym objawia się:

- zwiększeniem kąta pochylenia tułowia (KPT),
- zwiększeniem kąta gamma ( $\gamma$ ),
- zwiększeniem kąta beta ( $\beta$ ),





RYCINA 4. Sposób oceny ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa

- zmniejszeniem kąta kifozy piersiowej ( $KKP = \gamma + \beta$ ),
- zmniejszeniem odległości między szczytem kifozy (KP) a przejściem piersiowo-lędźwiowym (LL),
- zmniejszeniem wysokości kifozy piersiowej (RKP),
- zmniejszeniem wskaźnika kifozy piersiowej (WKP),
- zwiększeniem wskaźnika kompensacji (MI).

Spływanie lordozy lędźwiowej w badaniu fotogrametrycznym objawia się:

- zmniejszeniem kąta alfa ( $\alpha$ ),
- zmniejszeniem kąta beta ( $\beta$ ),

- zwiększeniem kąta lordozy lędźwiowej (KLL),
- zmniejszeniem odległości między przejściem piersiowo-lędźwiowym a szczytem lordozy lędźwiowej (GLL),
- zmniejszeniem wysokości lordozy lędźwiowej (RKP),
- zmniejszeniem wskaźnika lordozy lędźwiowej (WLL),
- zmniejszeniem wskaźnika kompensacji (MI).

Wskaźnik kompensacji pozwala na określenie typu postawy ciała (Zeyland-Malawka 2003; Wolański 2005). Postawę uznaje się za kifotyczną, kiedy wartość MI jest większa lub równa 4, równoważną – kiedy mieści się w przedziale od +3 do –3, natomiast lordotyczną, kiedy jest mniejsza lub równa –4.

### 3.2.5. Pomiary goniometryczne zakresów ruchów w stawach kończyn dolnych

Badania zakresu ruchu w stawie biodrowym, kolanowym i skokowym przeprowadzono przy użyciu goniometru zgodnie z zasadami metody SFTR (*sagittal, frontal, transversal, rotation*) (Rosławski i Skolimowski 1985). Pomiar ruchomości dotyczył ruchów: zgięcia, wyprostu, odwodzenia, przywodzenia oraz rotacji zewnętrznej i wewnętrznej uda w stawie biodrowym, a także zgięcia i wyprostu podudzia w stawie kolanowym oraz zginania i prostowania stopy. Badanie zginania oraz odwodzenia i przywodzenia uda, a także zginania i prostowania stopy przeprowadzono w pozycji leżenia tyłem, natomiast wyprostu i rotacji uda oraz zginania podudzia w pozycji leżenia przodem. Pomiary wykonywano na stole do kinezyterapii zgodnie z obowiązującą procedurą.

## 3.3. Protokół badań

Badania przeprowadzono w latach 2003–2005. Projekt badań został zaakceptowany przez Komisję Bioetyczną przy Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu. Udział w badaniach był całkowicie dobrowolny. Wszystkie osoby przystępujące do badań zostały poinformowane, aby w czasie ostatniej doby poprzedzającej badania nie wykonywały żadnych większych wysiłków oraz nie paliły papierosów i nie przyjmowały środków mogących wpływać na równowagę (alkohol, produkty zawierające kofeinę). Wszystkie badania (pomiar) przeprowadzono w godzinach przedpołudniowych, przy tej samej temperaturze, wilgotności i oświetleniu sali. Ich uczestnicy mieli na sobie niekrępującą ruchów odzież sportową. Kolejność badań była następująca:

- wywiad,
- pomiar wysokości i masy ciała,
- badanie densytemetryczne w przypadku braku aktualnego badania (z ostatnich 3 miesięcy),

- badanie stabilograficzne – stanie swobodne z oczami otwartymi i zamkniętymi,
- badania fotogrametryczne postawy stojącej ciała,
- pomiary zakresów ruchu w stawach kończyn dolnych.

### 3.4. Metody statystyczne opracowania danych

Charakterystykę stabilności postawy ciała, ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa oraz ruchomości w stawach kończyn dolnych badanych kobiet przedstawiono za pomocą podstawowych metod statystyki opisowej (średnia, odchylenie standardowe). Różnice pomiędzy grupami kobiet o różnej gęstości mineralnej kości określono, wykorzystując test t-Studenta. Istotności różnic między wskaźnikami struktury szacowano za pomocą testu chi-kwadrat ( $\chi^2$ ).

W celu określenia wpływu wieku i gęstości mineralnej kości na kształtowanie parametrów amplitudowych COP, parametrów lepko-sprężystych, ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa oraz ruchomości w stawach kończyn dolnych zastosowano szereg dwuczynnikowych analiz wariancji ANOVA. We wszystkich przeprowadzonych analizach zmiennymi niezależnymi były: wiek (młodsze – 40–60 lat, starsze – powyżej 60 lat) oraz poziom mineralizacji kośćca (norma, osteopenia, osteoporoza). Istotność różnic w wyodrębnionych podklasach zbadano testem post hoc Fishera.

Analogiczny zestaw analiz wykonano również dla innej kombinacji zmiennych niezależnych, a mianowicie: upadków i gęstości mineralnej kości (BMD).

Istotność różnic oznaczano następująco: \*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$ .

Do oceny prawdopodobieństwa ryzyka upadku ze względu na: wiek, BMD, subiektywne odczuwanie zaburzeń równowagi, typ postawy ciała oraz poziom aktywności fizycznej zastosowano analizę regresji logistycznej. Metoda ta pozwala na określenie wpływu kilku zmiennych  $x_1, x_2, \dots, x_k$  (zarówno ilościowych, jak i jakościowych) na zmienną dychotomiczną  $y$ .

Zależności między ukształtowaniem krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a stabilnością postawy stojącej, a także związki pomiędzy ruchomością w stawach kończyn dolnych a stabilnością pozycji stojącej zbadano przy zastosowaniu analizy kanonicznej.

Analiza kanoniczna jest wieloczynnikową techniką statystyczną pozwalającą na badanie związku pomiędzy dwoma zbiorami zmiennych ( $X_1, X_2, X_3, \dots, X_p$  oraz  $Y_1, Y_2, Y_3, \dots, Y_q$ ). Podczas analizy obliczane są korelacje kanoniczne, zwane też zmiennymi lub pierwiastkami kanonicznymi. Maksymalna liczba pierwiastków jest równa najmniejszej liczbie zmiennych w jednym z dwóch zbiorów zmiennych  $X$  i  $Y$ . Każda z korelacji kanonicznych obliczana jest przez transformację zbioru zmiennych  $X$  i  $Y$  w dwie nowe zmienne:

$$X_A = a_1x_1 + a_2x_2 + a_3x_3 + \dots + a_kx_k,$$

$$Y_A = b_1y_1 + b_2y_2 + b_3y_3 + \dots + b_ny_n,$$

gdzie:  $a_1, a_2, \dots, a_k$  i  $b_1, b_2, \dots, b_n$  są wagami przypisanymi zmiennym, tak aby korelacja pomiędzy dwoma nowymi zmiennymi była największa. Innymi słowy, szukana jest taka liniowa kombinacja między analizowanymi zbiorami zmiennych, która wykazuje największą korelację. Pierwsza korelacja lub zmienna kanoniczna wyjaśnia największą część wspólnej wariancji dwóch zbiorów zmiennych, a każda następna korelacja odpowiednio mniejszą część wariancji.

# 4

---

## Wyniki

### 4.1. Charakterystyka wychwiał posturalnych kobiet z osteoporozą, osteopenią i prawidłową masą kostną

Zdolność utrzymywania stabilnej postawy ciała jest czynnością szczególnie istotną u ludzi z obniżoną masą kostną, albowiem zaburzenia stabilizacji zwiększają ryzyko upadku i groźnych w skutkach złamań.

W celu sprawdzenia, jak kształtuje się stabilność ciała kobiet z masą kostną w normie oraz u kobiet z osteopenią i z osteoporozą, oceny układu równowagi dokonano, posługując się dwoma grupami parametrów. Charakter wychwiał ciała określono na podstawie parametrów amplitudowych COP, tj. zakresu, zmienności, średniego promienia oraz średniej prędkości, a właściwości dynamiczne postawy na podstawie parametrów lepko-sprężystych modelu postawy, tj. częstotliwości ruchów korekcyjnych, sztywności posturalnej, lepkości i tłumienia posturalnego. Średnie wartości omawianych parametrów w utworzonych grupach kobiet przedstawiono w tabeli 2 i 4. Zmiany procentowe i poziom istotności różnic między badaniem z oczami otwartymi i zamkniętymi zamieszczono w tabeli 3 i 5. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości kości na równowagę ciała zawarto w tabelach 6–9 i zobrazowano na rycinach 5–13.

#### 4.1.1. Charakterystyka parametrów amplitudowych COP

Analiza wartości średnich parametrów amplitudowych wskazała na różnice w przednio-tylnej stabilności ciała i brak takich różnic w stabilności bocznej między kobietami z prawidłową i obniżoną masą kostną.

W staniu swobodnym z oczami otwartymi znaczące różnice w płaszczyźnie strzałkowej wystąpiły w zmienności COP, natomiast w zakresie były bliskie istotności statystycznej (tab. 2 a). Kobiety z prawidłową masą kostną charakteryzowały się większymi wychyleniami ciała w porównaniu z osobami z obniżoną masą kostną. Wartości zmienności i zakresu wychwiał w grupie kobiet z osteo-

TABELA 2. Wartości średnie ( $\pm$  SD) parametrów amplitudowych COP podczas stania swobodnego przy oczach otwartych i zamkniętych w płaszczyźnie strzałkowej (a) i czołowej (b) w grupie kobiet z masą kostną w normie, z osteopenią i osteoporozą. Istotność różnic określono metodą analizy wariancji

Parametr	Płaszczyzna strzałkowa							
	oczy otwarte		oczy zamknięte					
	norma	osteopenia	osteoporoza	F	p			
Odchylenie standardowe [mm]	4,9 $\pm$ 2,2	4,2 $\pm$ 1,4	4,4 $\pm$ 1,7	4,32	0,010**			
Zakres [mm]	23,1 $\pm$ 10,3	20,2 $\pm$ 6,8	21,0 $\pm$ 8,5	2,83	0,060			
Średnia prędkość [mm/s]	9,5 $\pm$ 3,1	8,9 $\pm$ 2,9	9,3 $\pm$ 3,7	0,58	0,652			
Średni promień [mm]	5,8 $\pm$ 2,5	5,0 $\pm$ 1,6	5,3 $\pm$ 2,0	3,55	0,029*			
				parametr liczony dla płaszczyzny strzałkowej i czołowej łącznie – przy oczach otwartych				
				6,1 $\pm$ 2,8	5,3 $\pm$ 1,9	5,3 $\pm$ 2,3	3,86	0,029*
				30,7 $\pm$ 3,7	26,3 $\pm$ 8,4	26,3 $\pm$ 11,2	4,77	0,009**
				14,9 $\pm$ 7,6	13,4 $\pm$ 6,1	13,2 $\pm$ 6,6	1,81	0,165
				parametr liczony dla płaszczyzny strzałkowej i czołowej łącznie – przy oczach otwartych				
				4,8 $\pm$ 2,4	4,3 $\pm$ 1,6	4,6 $\pm$ 2,1	1,48	0,229
				23,7 $\pm$ 11,1	21,3 $\pm$ 8,2	23,1 $\pm$ 11,5	1,36	0,258
				11,2 $\pm$ 4,9	10,8 $\pm$ 4,7	11,1 $\pm$ 6,2	0,13	0,875
				6,9 $\pm$ 3,1	6,0 $\pm$ 2,0	6,2 $\pm$ 2,6	2,44	0,088

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$  F – test Fishera

penią i osteoporozą kształtowały się na podobnym poziomie. W grupie kobiet z masą kostną w normie były natomiast istotnie wyższe. Żadnych znaczących różnic między badanymi grupami nie stwierdzono w średniej prędkości wychwiał. Wystąpiły one natomiast w średnim promieniu. Wielkości tego parametru wskazują, że największe wychylenia postawy ciała obserwowano w grupie kobiet z prawidłową gęstością kości.

W badaniu z oczami zamkniętymi różnice w płaszczyźnie strzałkowej między wyodrębnionymi grupami wystąpiły zarówno w zmienności, zakresie, jak i średniej prędkości wychwiał (tab. 2 a). Kobiety z prawidłową masą kostną charakteryzowały się największymi wartościami omawianych parametrów. W grupie kobiet z osteopenią i osteoporozą zakres i zmienność były takie same. Natomiast średnia prędkość była nieco mniejsza w grupie kobiet z osteoporozą i wykazywała tendencję spadkową wraz z obniżaniem się masy kostnej. Różnice istotne między kobietami z masą kostną w normie a kobietami z osteopenią i osteoporozą dotyczyły jednak tylko zmienności i zakresu wychwiał. Oznacza to, że maksymalny obszar przemieszczeń środka ciężkości ciała, a także zmienność tych przemieszczeń w płaszczyźnie strzałkowej są wyraźnie mniejsze u osób z masą kostną poniżej normy i to niezależnie od stopnia jej ubytku.

W analizie wyników dotyczących płaszczyzny czołowej nie wykazano statystycznie istotnych różnic w parametrach amplitudowych wychwiał między badanymi grupami kobiet (tab. 2 b). Zaobserwowano jednak, że w obu sposobach badania średnie wartości wszystkich ocenianych miar wychwiał ciała były najwyższe w grupie kobiet z masą kostną w normie, natomiast najniższe u kobiet z osteopenią. Przyglądając się wynikom uzyskanym w obu płaszczyznach, można zauważyć tendencję do zmniejszania się różnic między średnimi wartościami odpowiednich miar COP wraz z nasileniem zmian w układzie kostnym. Takie zacieranie się różnic między obiema płaszczyznami może świadczyć o pogarszaniu się bocznej stabilności ciała.

Przeprowadzona analiza wpływu zmysłu wzroku lub jego chwilowego wyłączenia na wielkość zmian parametrów amplitudowych wskazała na podobne różnice w zakresie, zmienności i średnim promieniu COP w badanych grupach kobiet. W płaszczyźnie strzałkowej w czasie badania z oczami zamkniętymi zmienność wychwiał wzrosła od 20 do 21%, a zakres od 23 do 25%. W płaszczyźnie czołowej wzrost wychwiał był mniejszy blisko o połowę i wyniósł dla zmienności od 10 do 13%, natomiast dla zakresu od 12 do 14% (tab. 3). Nieco większe różnice między badanymi grupami zaobserwowano w średniej prędkości wychwiał. W płaszczyźnie strzałkowej jej wartość wzrosła o 30% w grupie z osteoporozą i o 36% w grupie z prawidłowym BMD. W płaszczyźnie czołowej różnice w odniesieniu do płaszczyzny strzałkowej były mniejsze. Średnia prędkość wzrosła o 24% w grupie z osteoporozą i o 28% w grupie z osteopenią.

TABELA 3. Procentowe zmiany parametrów amplitudowych po wyłączeniu kontroli wzroku

Wartości liczbowe zawarte w tabeli informują, o ile procent wzrasta lub maleje średnia wartość danego parametru w poszczególnych grupach kobiet po zamknięciu oczu. Gwiazdkami oznaczono poziom istotności różnic między średnimi uzyskanymi w próbie z oczami otwartymi i zamkniętymi. Do analizy zastosowano test t-Studenta.

Parametr	Płaszczyzna strzałkowa			Płaszczyzna czołowa		
	norma	osteopenia	osteoporoza	norma	osteopenia	osteoporoza
Odchylenie standardowe	20↑ **	21↑ ***	21↑ ***	10↑ ns	12↑ *	13↑ **
Zakres	25↑ ***	23↑ ***	25↑ ***	12↑ ns	14↑ **	12↑ *
Średnia prędkość	36↑ **	34↑ ***	30↑ ***	26↑ ***	28↑ ***	24↑ ***
Średni promień	16↑ ns	17↑ ***	15↑ ***	liczone dla dwóch płaszczyzn łącznie		

↑ wzrost wartości badanego parametru

↓ obniżenie wartości badanego parametru

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$

ns – statystycznie nieistotne

Porównanie różnic między wartościami parametrów amplitudowych uzyskanymi podczas badań z oczami otwartymi i zamkniętymi wykazało, że przyrost statystycznie istotny wszystkich badanych parametrów pojawił się tylko w grupie kobiet z osteoporozą i osteopenią. W grupie kobiet z prawidłową masą kostną dotyczył zaś tylko płaszczyzny strzałkowej, a w płaszczyźnie czołowej wystąpił jedynie w średniej prędkości (tab. 3).

#### 4.1.2. Charakterystyka parametrów lepko-sprężystych

Analiza parametrów lepko-sprężystych ujawniła różnice w mechanizmach kontroli postawy ciała badanych kobiet, dając wgląd w ich strategię posturalną.

Jak wynika z danych zawartych w tabeli 4, statystycznie istotne różnice w parametrach lepko-sprężystych wystąpiły tylko w sztywności i lepkości posturalnej. Parametry te charakteryzują mechaniczne cechy ciała związane z właściwościami tłumiącymi drgania postawy i aktywnością toniczną mięśni.

W badaniu z oczami otwartymi średnie wartości sztywności i lepkości posturalnej zmniejszyły się wraz z ubytkiem masy kostnej. Zmiany istotne obserwowano w obu płaszczyznach ruchu. Dzięki szczegółowej analizie wykazano, że znaczące różnice w sztywności posturalnej wystąpiły tylko między kobietami z prawidłową masą kostną a kobietami osteoporozą i dotyczyły płaszczyzny strzałkowej. W lepkości posturalnej natomiast wystąpiły one między wszystkimi grupami i w obu płaszczyznach ruchu.

Na podstawie identycznej analizy wyników badań z oczami zamkniętymi stwierdzono, że zmiany istotne w sztywności i lepkości posturalnej pojawiły się tylko w płaszczyźnie czołowej. Średnie wartości tych parametrów malały zna-



TABELA 4. Wartości średnie ( $\pm$  SD) parametrów lepko-sprężystych modelu postawy podczas stania swobodnego przy oczach otwartych i zamkniętych w płaszczyźnie strzałkowej (a) i czołowej (b) w grupie kobiet z masą kostną w normie, z osteopenią i osteoporozą. Istotność różnic określona metodą analizy wariancji

Parametr	Płaszczyzna strzałkowa									
	oczy otwarte				oczy zamknięte					
	norma	osteopenia	osteoporoza	F	p	norma	osteopenia	osteoporoza	F	p
Częstotliwość [Hz]	0,59 $\pm$ 0,16	0,59 $\pm$ 0,14	0,58 $\pm$ 0,14	0,09	0,916	0,64 $\pm$ 0,16	0,66 $\pm$ 0,16	0,64 $\pm$ 0,15	0,27	0,761
Szywność [Nm/rad]	1225 $\pm$ 714	1088 $\pm$ 524	1022 $\pm$ 571	3,44	0,033*	1398 $\pm$ 797	1351 $\pm$ 719	1245 $\pm$ 657	1,67	0,190
Lepkość [Nms/rad]	128 $\pm$ 53	114 $\pm$ 41	108 $\pm$ 40	6,20	0,002**	126 $\pm$ 56	115 $\pm$ 45	114 $\pm$ 44	2,03	0,133
Tłumienie	0,23 $\pm$ 0,08	0,22 $\pm$ 0,07	0,22 $\pm$ 0,07	0,78	0,458	0,21 $\pm$ 0,07	0,20 $\pm$ 0,07	0,21 $\pm$ 0,07	0,39	0,674

Parametr	Płaszczyzna czołowa									
	oczy otwarte				oczy zamknięte					
	norma	osteopenia	osteoporoza	F	p	norma	osteopenia	osteoporoza	F	p
Częstotliwość [Hz]	0,57 $\pm$ 0,12	0,59 $\pm$ 0,12	0,59 $\pm$ 0,11	0,87	0,417	0,66 $\pm$ 0,15	0,68 $\pm$ 0,16	0,66 $\pm$ 0,15	0,43	0,650
Szywność [Nm/rad]	1058 $\pm$ 510	1047 $\pm$ 434	970 $\pm$ 407	1,67	0,190	1436 $\pm$ 690	1383 $\pm$ 675	1253 $\pm$ 575	3,22	0,040*
Lepkość [Nms/rad]	100 $\pm$ 46	97 $\pm$ 38	88 $\pm$ 34	3,70	0,026*	115 $\pm$ 48	101 $\pm$ 38	102 $\pm$ 42	3,19	0,041*
Tłumienie	0,20 $\pm$ 0,11	0,19 $\pm$ 0,07	0,18 $\pm$ 0,07	0,67	0,511	0,19 $\pm$ 0,07	0,17 $\pm$ 0,07	0,19 $\pm$ 0,07	0,76	0,469

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$

cząco wraz ze spadkiem masy kostnej, przy czym bardziej istotnie obniżała się lepkość posturalna. Szczegółowe porównania międzygrupowe pozwoliły na konstatację, że największe różnice w obu parametrach obserwuje się między grupą kobiet z prawidłową masą kostną a grupą kobiet z osteoporozą. Żadnych istotnych różnic między wyodrębnionymi grupami nie zaobserwowano w częstotliwości ruchów korekcyjnych oraz w tłumieniu posturalnym.

Przeprowadzona analiza wpływu zmysłu wzroku na wielkość i kierunek zmian parametrów lepko-sprężystych pozwala na stwierdzenie, iż pod tym względem istnieją niewielkie różnice między osobami z prawidłową i obniżoną masą kostną (tab. 5). Ocena w płaszczyźnie strzałkowej przy zamkniętych oczach wykazała, że częstotliwość wzrosła od 8 do 11%, sztywność od 12 do 19%, lepkość od 1 do 5%, natomiast tłumienie spadło od 5 do 10%. W płaszczyźnie czołowej zmiany parametrów lepko-sprężystych były większe i wynosiły średnio dla częstotliwości od 11 do 14%, sztywności od 23 do 26%, lepkości od 4 do 14%, a spadku tłumienia od 5 do 12%.

Z porównania różnic między parametrami lepko-sprężystymi ocenianymi z oczami otwartymi i zamkniętymi wynika, że wzrost częstotliwości i sztywności we wszystkich grupach był statystycznie istotny. Wyjątek stanowiły wyniki w płaszczyźnie strzałkowej w grupie kobiet z prawidłową masą kostną. Z kolei zmiany dotyczące lepkości były istotne tylko w grupie kobiet z osteoporozą oraz w grupie kobiet z masą kostną w normie, i to jedynie w płaszczyźnie czołowej. Spadek tłumienia nie był istotny w żadnej z badanych grup w obu płaszczyznach.

TABELA 5. Procentowe zmiany parametrów lepko-sprężystych po wyłączeniu kontroli wzroku

Wartości liczbowe zawarte w tabeli informują, o ile procent wzrasta lub maleje średnia wartość danego parametru w poszczególnych grupach kobiet po zamknięciu oczu. Gwiazdkami oznaczono poziom istotności różnic między średnimi uzyskanymi w próbie z oczami otwartymi i zamkniętymi. Do analizy zastosowano test t-Studenta.

Parametr	Płaszczyzna strzałkowa			Płaszczyzna czołowa		
	norma	osteopenia	osteoporoza	norma	osteopenia	osteoporoza
Częstotliwość	8↑ *	11↑ *	9↑ ***	14↑ ***	13↑ ***	11↑ ***
Sztywność	12↑ ns	19↑ **	18↑ ***	26↑ ***	24↑ ***	23↑ ***
Lepkość	2↓ ns	1↑ ns	5↑ ns	13↑ *	4↑ ns	14↑ ***
Tłumienie	10↓ ns	10↓ ns	5↓ ns	5↓ ns	12↓ ns	5↑ ns

↑ wzrost wartości badanego parametru

↓ obniżenie wartości badanego parametru

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$

ns – statystycznie nieistotne

#### 4.1.3. Wpływ wieku i utraty masy kostnej na kształtowanie parametrów amplitudowych COP

Wiek odgrywa istotną rolę w funkcjonowaniu układu równowagi oraz jest znaczącym czynnikiem ryzyka utraty masy kostnej. Stąd, aby kontrolować wpływ wieku na wynik poszukiwanej zależności między stanem układu kostnego a stabilnością postawy, zastosowano dwuczynnikową analizę wariancji. W tym celu badane podzielono na dwie grupy wiekowe (młodsze: 40–60 lat i starsze: powyżej 60 lat). Pozwoliło to określić, jaki jest udział każdego z czynników w stabilności postawy ciała i z jaką siłą każdy z nich wpływa na badane parametry równowagi.

Dzięki przeprowadzonej analizie można powiedzieć, że zarówno zaawansowany wiek, jak i towarzyszące mu zaburzenia w układzie kostnym oddziałują na równowagę posturalną badanych kobiet. Zmiany istotne obserwuje się jednak tylko w płaszczyźnie strzałkowej (tab. 6, 7). Dotyczą one przede wszystkim średniej prędkości wychwiań. Jej wartości rosną z wiekiem we wszystkich grupach kobiet, jednak na poziomie statystycznie istotnym tylko w grupie kobiet z osteoporozą (ryc. 5). Można więc sądzić, że w miarę starzenia i pojawiających się zaburzeń w układzie kostno-mięśniowym wzrasta dynamika wychwiań

TABELA 6. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości (BMD) na zmiany parametrów amplitudowych COP w płaszczyźnie strzałkowej podczas stania swobodnego przy oczach otwartych i zamkniętych u badanych kobiet

Parametr	Czynnik	Płaszczyzna strzałkowa			
		oczy otwarte		oczy zamknięte	
		test F	<i>p</i>	test F	<i>p</i>
Odchylenie standardowe [mm]	A: wiek	0,651	0,420	0,688	0,407
	B: BMD	5,080	0,007**	3,095	0,046*
	interakcja: A×B	1,778	0,171	0,006	0,994
Zakres [mm]	A: wiek	1,130	0,288	0,829	0,363
	B: BMD	3,559	0,029*	3,865	0,021*
	interakcja: A×B	1,299	0,274	0,014	0,986
Średnia prędkość [mm/s]	A: wiek	10,474	0,001***	4,783	0,029*
	B: BMD	1,132	0,323	2,975	0,052
	interakcja: A×B	0,347	0,707	0,022	0,978
Średni promień# [mm]	A: wiek	0,512	0,475	0,702	0,403
	B: BMD	4,125	0,017*	2,014	0,135
	interakcja: A×B	1,889	0,152	0,055	0,945

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$

# – parametr wspólny dla płaszczyzny strzałkowej i czołowej

TABELA 7. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości (BMD) na zmiany parametrów amplitudowych COP w płaszczyźnie czołowej podczas stania swobodnego przy oczach otwartych i zamkniętych u badanych kobiet

Parametr	Czynnik	Płaszczyzna czołowa			
		oczy otwarte		oczy zamknięte	
		test F	<i>p</i>	test F	<i>p</i>
Odchylenie standardowe [mm]	A: wiek	0,245	0,615	0,199	0,655
	B: BMD	6,360	0,132	1,509	0,222
	interakcja: A×B	1,248	0,288	0,530	0,949
Zakres [mm]	A: wiek	0,316	0,575	0,40	0,841
	B: BMD	1,898	0,151	1,367	0,256
	interakcja: A×B	1,395	0,249	0,019	0,981
Średnia prędkość [mm/s]	A: wiek	2,644	0,104	1,399	0,238
	B: BMD	0,880	0,415	1,194	0,823
	interakcja: A×B	0,529	0,589	0,078	0,925

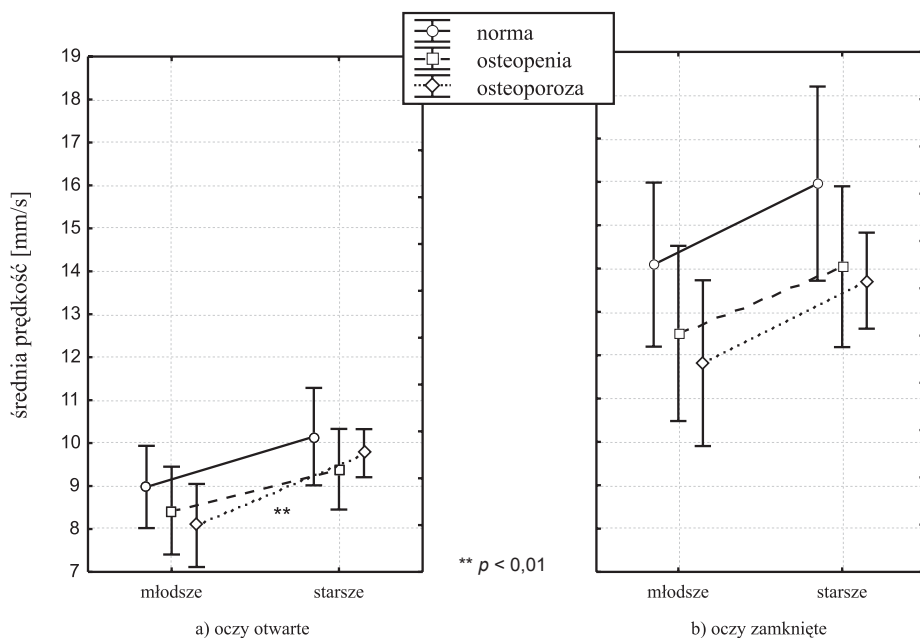
Średni promień [mm] – parametr wspólny dla płaszczyzny strzałkowej i czołowej (zob. tab. 6).

postawy ciała. Wzrost prędkości wychwiał świadczy o tym, że układ nerwowy częściej przełącza pobudzenie z jednej grupy mięśni na drugą, czyli przechodzi ze stanu pobudzenia do stanu hamowania i na odwrót. Być może jest to reakcja kompensacyjna służąca zabezpieczeniu przednio-tylnej stabilizacji ciała. Zmiany te sugerują jednak, że utrzymywanie równowagi staje się przez to mniej spokojne i mniej pewne.

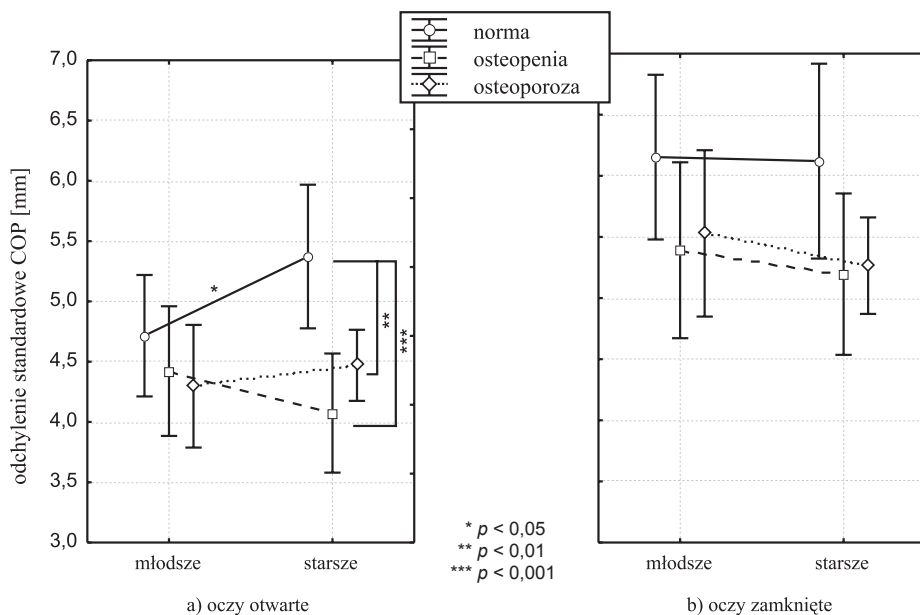
Zmiany towarzyszące utracie masy kostnej oddziałują istotnie na zmienność i zakres wychwiał ciała w obu sposobach badania, a także na średni promień podczas badań z oczami otwartymi oraz na średnią prędkość po wyłączeniu zmysłu wzroku. U kobiet z prawidłową masą kostną wychylenia ciała były większe i wykazywały tendencję wzrostową z wiekiem. Natomiast u kobiet z osteopenią i osteoporozą utrzymywały się na tym samym poziomie bez względu na wiek (ryc. 6–8). Obserwowane różnice w zmienności i w zakresie wychwiał między kobietami z prawidłową i obniżoną masą kostną były statystycznie istotne tylko w starszej wiekowo grupie kobiet. Z kolei różnice w średniej prędkości między kobietami z gęstością kości w normie i osteopenią były podobne w obu grupach wiekowych (ryc. 5).

### Podsumowanie

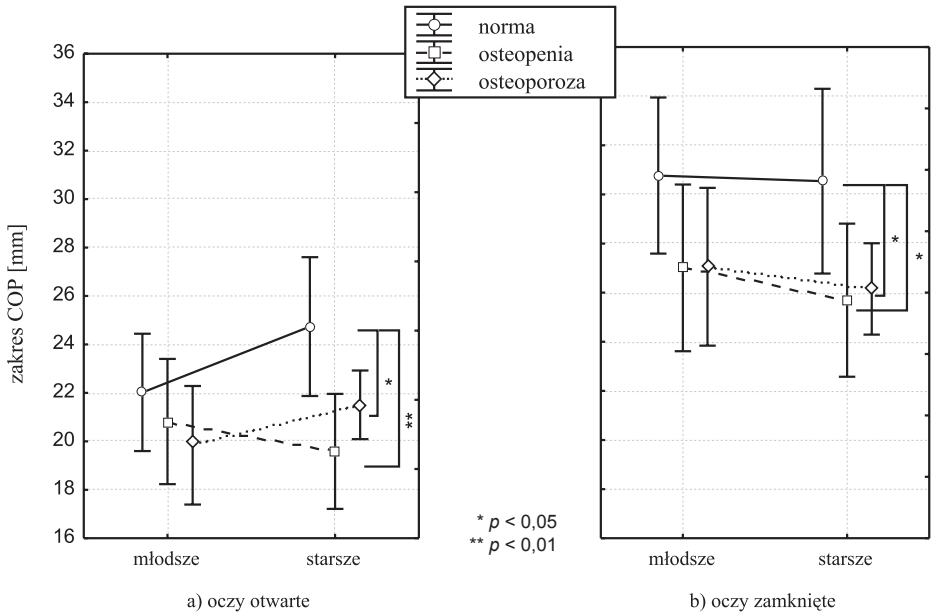
Kobiety z prawidłową i obniżoną masą kostną różnią się między sobą wielkością i dynamiką wychwiał postawy ciała. Zmiany te obserwuje się jednak tylko w płaszczyźnie strzałkowej. Kobiety z osteopenią i osteoporozą charakte-



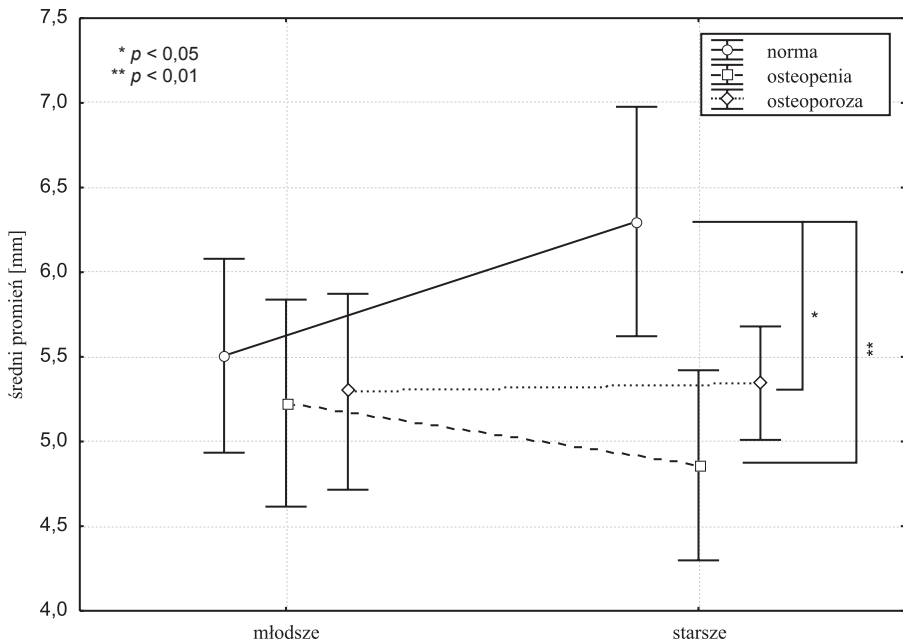
RYCINA 5. Wartości średniej prędkości COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet



RYCINA 6. Wartości odchylenia standardowego (zmienności) COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet



RYCINA 7. Wartości zakresów COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet



RYCINA 8. Wartości średniego promienia COP przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet

ryzują się mniejszym zakresem i zmiennością wychwiał postawy ciała w odniesieniu do osób z gęstością kości w normie. Różnice istotne w obrębie tych parametrów obserwuje się jednak tylko u starszych kobiet. Wraz z zaawansowaniem wieku wzrasta prędkość wychwiał postawy ciała, natomiast nie zmienia się ich wielkość. Prędkość rośnie systematycznie u wszystkich kobiet niezależnie od stanu tkanki kostnej, jednak tylko u kobiet z osteoporozą zmiany te są statystycznie istotne. W badanym materiale nie wykazano wpływu wieku na wielkość wychwiał postawy ciała.

#### 4.1.4. Wpływ wieku i utraty masy kostnej na kształtowanie parametrów lepko-sprężystych

Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji określające wpływ wieku i układu kostnego na kształtowanie się parametrów lepko-sprężystych świadczą o tym, że wiek istotnie oddziałuje na częstotliwość ruchów korekcyjnych oraz sztywność i lepkość posturalną, stan kośćca natomiast tylko na sztywność i lepkość posturalną (tab. 8, 9).

Wzrost częstotliwości ruchów z wiekiem obserwowano we wszystkich grupach kobiet, jednak na poziomie statystycznie istotnym tylko w płaszczyźnie strzałkowej i tylko u kobiet z osteoporozą i osteopenią (ryc. 9).

TABELA 8. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości (BMD) na zmiany parametrów lepko-sprężystych modelu postawy w płaszczyźnie strzałkowej podczas stania swobodnego przy oczach otwartych i zamkniętych u badanych kobiet

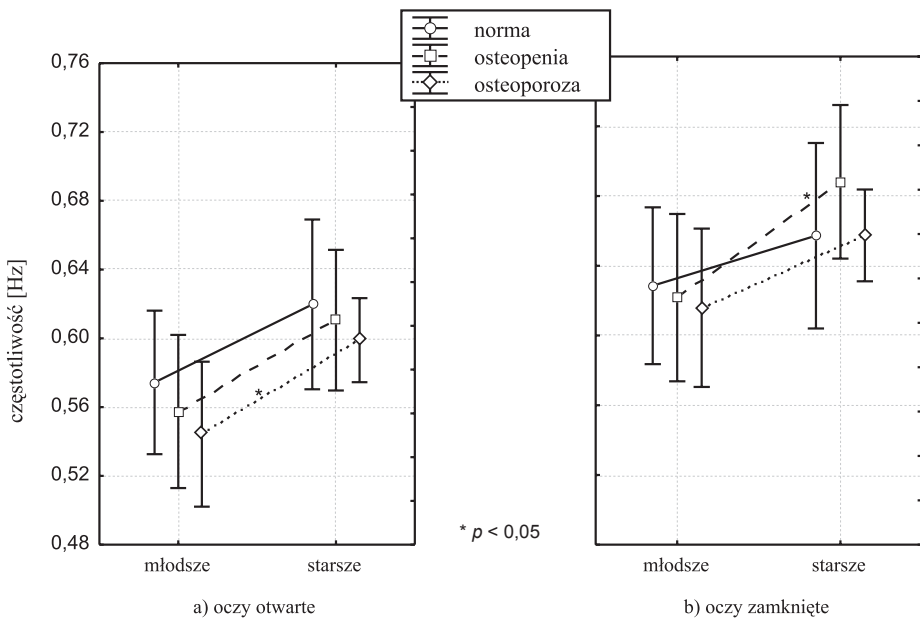
Parametr	Czynnik	Płaszczyzna strzałkowa			
		oczy otwarte		oczy zamknięte	
		test F	<i>p</i>	test F	<i>p</i>
Częstotliwość [Hz]	A: wiek	9,522	0,002**	6,542	0,011*
	B: BMD	0,838	0,434	0,370	0,691
	interakcja: A×B	0,004	0,996	0,261	0,770
Sztywność [Nm/rad]	A: wiek	10,172	0,001***	7,290	0,007**
	B: BMD	5,857	0,003**	2,788	0,063
	interakcja: A×B	0,002	0,998	0,564	0,570
Lepkość [Nms/rad]	A: wiek	2,262	0,133	1,283	0,258
	B: BMD	6,866	0,001***	2,300	0,102
	interakcja: A×B	1,779	0,170	0,869	0,420
Tłumienie	A: wiek	0,873	0,351	1,577	0,210
	B: BMD	0,515	0,598	0,325	0,722
	interakcja: A×B	0,521	0,595	0,855	0,426

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$

TABELA 9. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości (BMD) na zmiany parametrów lepko-sprężystych modelu postawy w płaszczyźnie czołowej podczas stania swobodnego przy oczach otwartych i zamkniętych u badanych kobiet

Parametr	Czynnik	Płaszczyzna czołowa			
		oczy otwarte		oczy zamknięte	
		test F	<i>p</i>	test F	<i>p</i>
Częstotliwość [Hz]	A: wiek	3,752	0,535	2,776	0,096
	B: BMD	0,523	0,593	0,901	0,407
	interakcja: A×B	0,174	0,841	0,416	0,660
Szttywność [Nm/rad]	A: wiek	7,630	0,006**	5,148	0,024*
	B: BMD	2,986	0,051	4,452	0,012*
	interakcja: A×B	0,039	0,962	0,051	0,951
Lepkość [Nms/rad]	A: wiek	6,981	0,009**	4,590	0,033*
	B: BMD	4,171	0,016*	3,798	0,023*
	interakcja: A×B	1,022	0,361	1,492	0,226
Tłumienie	A: wiek	2,041	0,154	0,065	0,799
	B: BMD	0,800	0,450	1,401	0,248
	interakcja: A×B	1,245	0,289	1,785	0,169

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$



RYCINA 9. Wartości częstotliwości sygnału korekcyjnego w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet

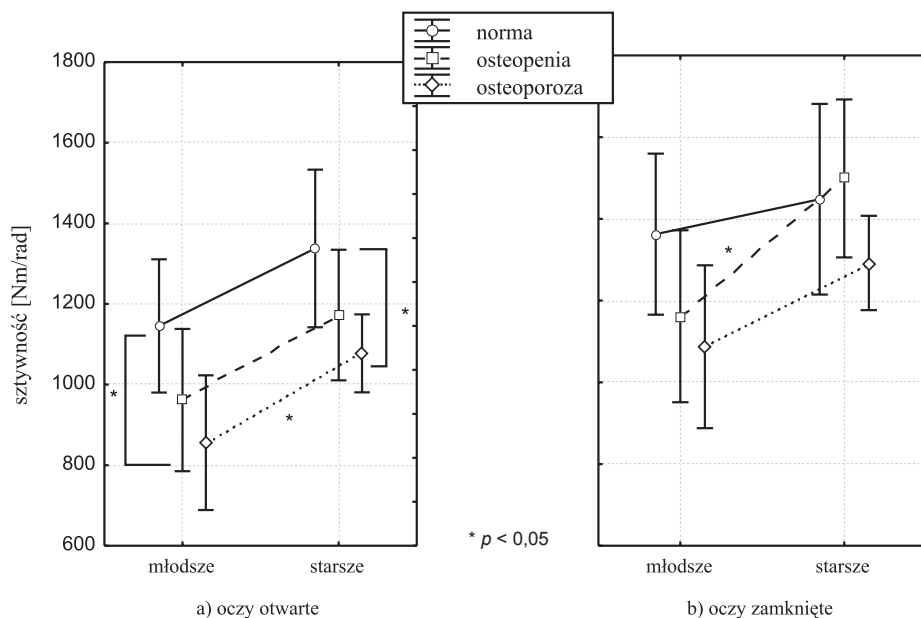


Poddając analizie sztywność posturalną, można stwierdzić, że rośnie ona z wiekiem znacząco w obu płaszczyznach i przy obu sposobach badania (ryc. 10, 11). Największe statystycznie istotne zmiany obserwuje się jednak w płaszczyźnie strzałkowej. W badaniu z oczami otwartymi wzrost sztywności w największym stopniu dotyczy kobiet z osteoporozą, natomiast w badaniu z oczami zamkniętymi kobiet z osteopenią (ryc. 10 a, b).

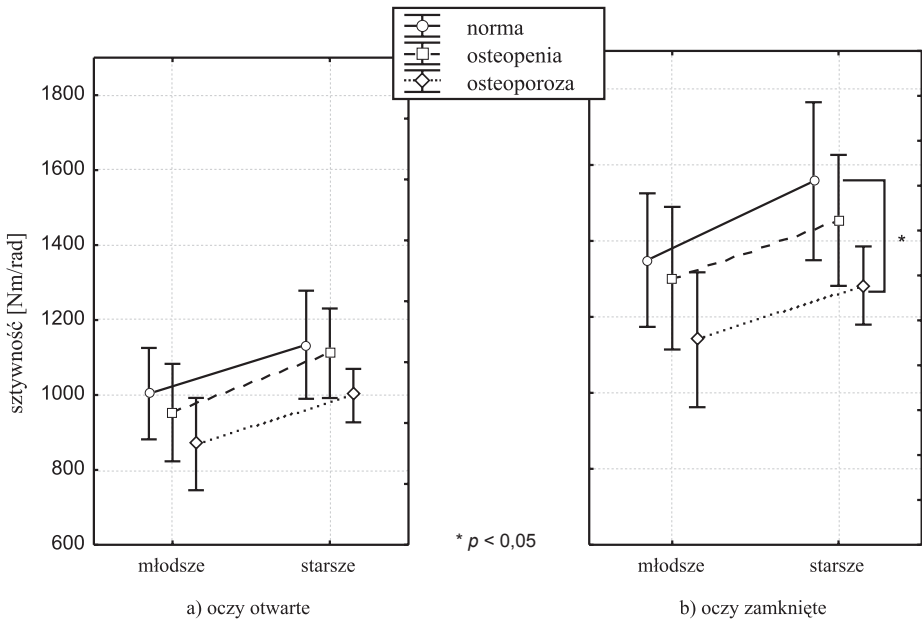
Kolejnym parametrem, na który w sposób istotny oddziałuje wiek, jest lepkość posturalna. Istotne zmiany występowały tu w obu płaszczyznach i obu sposobach badania (ryc. 12, 13). Największy wzrost lepkości posturalnej stwierdzono w grupie kobiet z osteopenią.

Zaawansowanie procesu chorobowego wyraźnie korelowało ze sztywnością i lepkością posturalną. Siła tego wpływu zależała od wieku kobiet, płaszczyzny wychwiał i udziału wzroku w kontroli stabilności postawy ciała. Spadek sztywności posturalnej, obrazujący obniżanie się aktywności tonicznej mięśni wraz z ubytkiem masy kostnej, był najbardziej widoczny w badaniu z oczami otwartymi w płaszczyźnie strzałkowej. Różnice między kobietami z prawidłową masą kostną a kobietami z osteoporozą były statystycznie istotne w obu grupach wiekowych (ryc. 10 a). Natomiast w badaniu z oczami zamkniętymi były znaczące tylko w płaszczyźnie czołowej i tylko w grupie starszej wiekowo (ryc. 11 b).

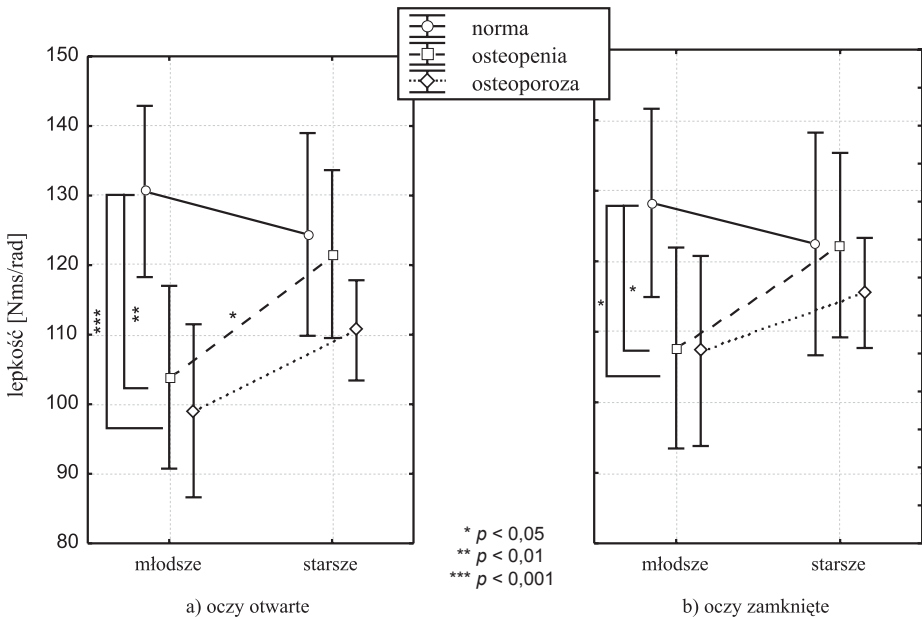
Podobna analiza zastosowana do lepkości posturalnej wykazała, że u kobiet



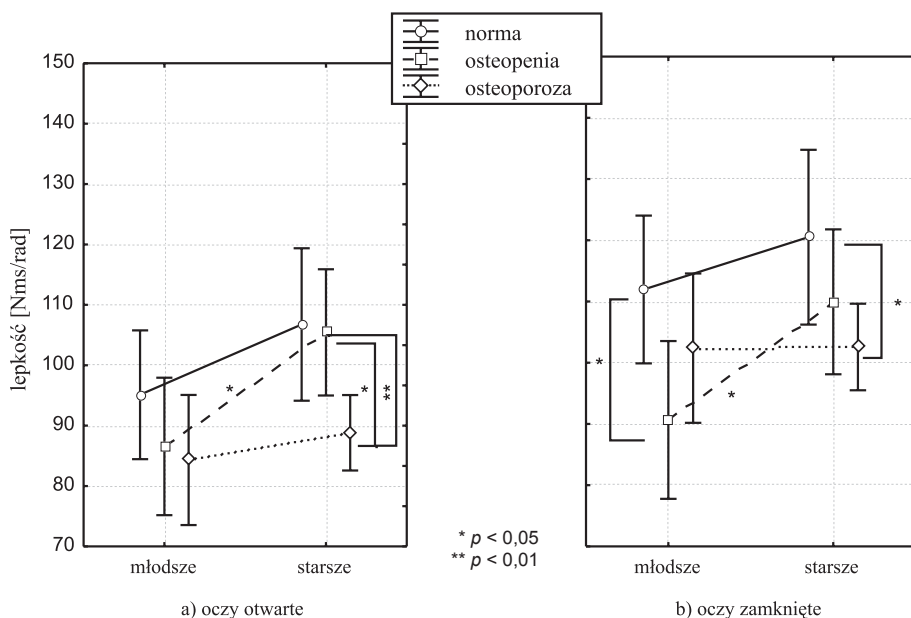
RYCINA 10. Wartości sztywności posturalnej w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet



RYCINA 11. Wartości sztywności posturalnej w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet



RYCINA 12. Wartości lepkości posturalnej w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet



RYCINA 13. Wartości lepkości posturalnej w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet

z osteoporozą obserwuje się wolniejsze wygaszanie drgań postawy ciała niż w pozostałych grupach kobiet. W płaszczyźnie strzałkowej statystycznie istotne różnice między kobietami z prawidłową masą kostną a kobietami z osteopenią i osteoporozą wystąpiły tylko w młodszej grupie (ryc. 12). W płaszczyźnie czołowej oddziaływanie masy kostnej było różne. W badaniu z oczami otwartymi istotne różnice obserwowano między kobietami z gęstością kości w normie a kobietami z osteoporozą i osteopenią tylko w starszej grupie, natomiast w badaniu z oczami zamkniętymi w obu grupach wiekowych. W młodszej grupie znaczące zmiany wystąpiły tylko między kobietami z prawidłową masą kostną a kobietami z osteopenią, w starszej zaś między badanymi z prawidłową masą kostną a tymi z osteoporozą (ryc. 13 a, b).

### Podsumowanie

Na podstawie uzyskanych wartości parametrów lepko-sprężystych można stwierdzić, że zarówno wiek, jak i status kostny odgrywają istotną rolę w stabilności układu równowagi. Zmiany właściwości dynamicznych postawy obserwuje się w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Z wiekiem wzrasta częstotliwość ruchów korekcyjnych oraz sztywność i lepkość posturalna. Wielkość tych parametrów zależy od zaawansowania utraty gęstości tkanki kostnej. Wydaje się, że u kobiet z osteoporozą z wiekiem układ równowagi bardziej angażuje się

w zabezpieczanie przednio-tylnej stabilności ciała. Przejawia się to istotnym wzrostem częstotliwości sygnału korekcyjnego. Towarzyszy temu także niższy niż u pozostałych kobiet wzrost napięcia mięśni i wolniejsze wygaszanie drgań postawy. Różnice między osobami z prawidłową masą kostną i osobami z osteoporozą są większe w płaszczyźnie strzałkowej w młodszej grupie, natomiast w płaszczyźnie czołowej w starszej grupie i to przede wszystkim po wyłączeniu kontroli wzroku.

#### **4.2. Ukształtowanie krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa kobiet z osteoporozą, osteopenią i prawidłową masą kostną**

Ukształtowanie kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej stanowi jedno z istotnych kryteriów oceny wydolności związanej z utrzymywaniem wyprostnej pozycji ciała, zachowaniem równowagi oraz możliwościami jego ruchomości.

Zaburzenia związane z przyspieszoną utratą masy kostnej mogą prowadzić do statyczno-kinetycznej niewydolności kręgosłupa, zmian w ukształtowaniu fizjologicznych krzywizn, a w konsekwencji niestabilności posturalnej. W podrozdziale tym przedstawiono charakterystykę postawy ciała w płaszczyźnie strzałkowej kobiet z masą kostną w normie, osteopenią i osteoporozą oraz wpływ wieku i gęstości mineralnej kości na jej kształtowanie się. Poczynione obserwacje posłużyły do przeprowadzenia kolejnych analiz mających na celu poszukiwanie związku między postawą ciała a jakością procesu utrzymywania równowagi oraz określenia ich relacji z częstością i ryzykiem wystąpienia upadków.

W tabeli 10 i 11 przedstawiono charakterystykę statystyczną parametrów kątowych, liniowych i wskaźnikowych opisujących wielkość kifozy piersiowej i lordozy lędźwiowej w badanych grupach kobiet. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości kości na kształt krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa zamieszczono w tabeli 12 i 13 oraz na rycinach od 14 do 21.

##### **4.2.1. Charakterystyka kifozy piersiowej**

Przeprowadzona analiza wskazała na niewielkie różnice w ukształtowaniu kifozy piersiowej między badanymi grupami kobiet (tab. 10).

Średnie wartości parametrów kątowych określające wielkość nachylenia górnego (kąt  $\gamma$ ) i dolnego odcinka łuku kifozy piersiowej (kąt  $\beta$ ) oraz obliczony na ich podstawie kąt kifozy piersiowej (KKP) były podobne we wszystkich grupach kobiet. Największe zróżnicowanie stwierdzono w kącie pochylenia tułowia (KPT). Jego wartość u osób z osteoporozą była istotnie większa, natomiast w pozostałych grupach kształtowała się na podobnym poziomie. Sugeruje to, że sylwetka ciała kobiet z osteoporozą jest bardziej pochylona do przodu.

O niewielkich różnicach w wielkości kifozy świadczą również wartości śred-

TABELA 10. Wartości średnie ( $\pm$  SD) parametrów kifozy piersiowej w badanych grupach kobiet. Istotność różnic określono metodą analizy wariancji

Parametry	Norma	Osteopenia	Osteoporoza	Test F	<i>p</i>
Kąt $\gamma$ [°]	17,3 $\pm$ 3,9	17,2 $\pm$ 3,7	17,4 $\pm$ 4,7	0,38	0,684
Kąt $\beta$ [°]	10,5 $\pm$ 3,4	10,9 $\pm$ 3,7	9,9 $\pm$ 3,7	1,63	0,197
KKP [°]	152,1 $\pm$ 5,8	151,9 $\pm$ 5,6	152,7 $\pm$ 6,3	0,23	0,792
KPT [°]	4,6 $\pm$ 2,6	4,5 $\pm$ 2,5	5,1 $\pm$ 3,2	4,70	0,009**
RKP [mm]	263,8 $\pm$ 23,6	261,0 $\pm$ 24,4	257,1 $\pm$ 24,8	1,11	0,331
GKP [mm]	19,8 $\pm$ 9,1	19,4 $\pm$ 8,3	18,6 $\pm$ 7,7	0,75	0,473
WKP	7,5 $\pm$ 3,3	7,4 $\pm$ 3,2	7,2 $\pm$ 3,0	0,30	0,743
MI	2,3 $\pm$ 6,6	3,5 $\pm$ 5,7	3,8 $\pm$ 6,8	0,27	0,754

\*\*  $p < 0,01$ TABELA 11. Wartości średnie ( $\pm$  SD) parametrów lordozy lędźwiowej w badanych grupach kobiet. Istotność różnic określono metodą analizy wariancji

Parametry	Norma	Osteopenia	Osteoporoza	Test F	<i>p</i>
Kąt $\alpha$ [°]	15,0 $\pm$ 5,2	13,7 $\pm$ 3,9	13,5 $\pm$ 5,1	1,87	0,156
Kąt $\beta$ [°]	10,5 $\pm$ 3,4	10,9 $\pm$ 3,7	9,9 $\pm$ 3,7	0,63	0,198
KLL [°]	154,4 $\pm$ 6,0	155,4 $\pm$ 5,6	156,6 $\pm$ 6,0	2,15	0,117
RLL [mm]	179,1 $\pm$ 23,1	177,2 $\pm$ 23,7	175,9 $\pm$ 13,6	0,19	0,830
GLL [mm]	19,4 $\pm$ 9,8	18,3 $\pm$ 8,1	15,3 $\pm$ 7,4	7,52	0,001***
WLL	10,8 $\pm$ 5,2	10,4 $\pm$ 4,7	8,8 $\pm$ 4,4	6,67	0,001***

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

nie parametrów liniowych opisujące wysokość i głębokość krzywizny piersiowej. Kobiety z osteoporozą charakteryzują się nieznacznie mniejszymi wartościami badanych parametrów niż kobiety z masą kostną w normie. Zmiany w parametrach liniowych mogą wskazywać na pewną tendencję do zwiększania się krzywizny kifozy piersiowej wraz ze spadkiem BMD. Wyraża się to skręcaniem oraz zmniejszaniem uwypuklenia, przede wszystkim w jej dolnym odcinku. Są to najprawdopodobniej zmiany kompensacyjne na pochylenie tułowia do przodu. Stwierdzone różnice w wartościach średnich parametrów liniowych kifozy były jednak statystycznie nieistotne między badanymi grupami kobiet.

Podobne tendencje zaobserwowano w parametrach wskaźnikowych. Kobiety z osteoporozą charakteryzowały się nieznacznie większymi wartościami wskaźnika kompensacji (MI). Sugeruje to częstsze występowanie u nich postawy ciała

o nasilonym typie kifotycznym. Z kolei wartości średnie wskaźnika określającego stosunek głębokości do długości kifozy (WKP) były zbliżone we wszystkich grupach. Różnice w obu parametrach między badanymi grupami były statystycznie nieistotne.

#### 4.2.2. Charakterystyka lordozy lędźwiowej

Dane statystyczne charakteryzujące lordozę lędźwiową wskazały, że jej ukształtowanie różni się w poszczególnych grupach kobiet (tab. 11). Świadczą o tym wartości średnie parametrów kątowych, liniowych i wskaźnikowych.

Parametry kątowe opisujące wielkość nachylenia krzywizny lędźwiowej kręgosłupa w jej górnym (kąt  $\beta$ ) i dolnym (kąt  $\alpha$ ) odcinku oraz wyliczony całkowity kąt lordozy lędźwiowej (KLL) zmniejszały się wraz ze spadkiem gęstości kości. Kobiety z osteoporozą charakteryzowały się wyraźnie mniejszym kątem nachylenia odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa i kątem lordozy lędźwiowej oraz nieznacznie mniejszym kątem nachylenia odcinka piersiowo-lędźwiowego w porównaniu z osobami ze zdrowym szkieletem. Stwierdzone różnice w parametrach kątowych między badanymi grupami kobiet nie były jednak statystycznie istotne.

Na znaczące zmiany w ukształtowaniu lordozy lędźwiowej jako wyraz zmniejszania się gęstości kości wskazują głównie parametry liniowe i wskaźnikowe. Największe statystycznie istotne różnice wystąpiły w głębokości (GLL) i wskaźniku lordozy lędźwiowej (WLL). Kobiety z osteoporozą charakteryzowały się istotnie mniejszymi wartościami analizowanych parametrów. Różnice między kobietami z prawidłową masą kostną a kobietami z osteopenią były niewielkie. Świadczy to, że zmiany w lordozie lędźwiowej polegające na zmniejszeniu i skróceniu jej krzywizny nasilają się dopiero u kobiet z zaawansowaną utratą masy kostnej.

#### 4.2.3. Wpływ wieku i utraty masy kostnej na ukształtowanie krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa

Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji określające wpływ wieku i gęstości kości na kształtowanie się krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa świadczą o tym, że wiek oddziałuje istotnie na obie krzywizny kręgosłupa, natomiast gęstość kości tylko na lordozę lędźwiową (tab. 12, 13).

Największe zmiany z wiekiem obserwowano w obrębie kifozy piersiowej. Przejawiały się one istotnym wzrostem średnich wartości kąta nachylenia odcinka piersiowego górnego kręgosłupa (ryc. 14) i wskaźnika kompensacji (ryc. 17) oraz znacznym zwiększeniem kąta pochylenia tułowia (ryc. 15) i zmniejszeniem wskaźnika kifozy piersiowej (ryc. 16). Zmiany te występowały we wszystkich grupach kobiet, wskazując na pogłębianie się kifozy piersiowej z wiekiem, niez-

TABELA 12. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości (BMD) na zmiany parametrów kifozy piersiowej u badanych kobiet

Parametr	Czynnik	Test F	<i>p</i>
Kąt $\gamma$ [°]	A: wiek	8,24	0,004**
	B: BMD	0,01	0,998
	interakcja: A×B	0,28	0,757
Kąt $\beta$ [°]	A: wiek	2,94	0,087
	B: BMD	1,02	0,361
	interakcja: A×B	0,24	0,786
KKP [°]	A: wiek	0,90	0,356
	B: BMD	0,40	0,679
	interakcja: A×B	0,04	0,965
KPT [°]	A: wiek	3,71	0,054
	B: BMD	1,37	0,255
	interakcja: A×B	0,29	0,745
RKP [mm]	A. wiek	0,91	0,341
	B. BMD	1,16	0,314
	interakcja: A×B	2,89	0,057
GKP [mm]	A. wiek	2,68	0,103
	B. BMD	0,27	0,761
	interakcja: A×B	0,25	0,777
WKP	A. wiek	3,52	0,061
	B. BMD	0,07	0,935
	interakcja: A×B	0,18	0,836
MI	A. wiek	4,82	0,029*
	B. BMD	0,28	0,755
	interakcja: A×B	0,62	0,541

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$

leżnie od stanu gęstości mineralnej kości. Jednak wyraźniej zmiany te obserwowano u kobiet z osteopenią i osteoporozą.

Nieco słabiej, lecz również znacząco, wiek oddziaływał na wielkość lordozy lędźwiowej. Czynnik ten najbardziej różnicował badane kobiety w wielkości nachylenia odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa (ryc. 18) i kąta lordozy lędźwiowej (ryc. 19). Zmiany w obrębie tych parametrów wskazały na zmniejszanie się krzywizny lędźwiowej kręgosłupa wraz z wiekiem.

Na wielkość lordozy lędźwiowej istotny wpływ wywierała również gęstość kości. Świadczą o tym wartości średnie głębokości lordozy lędźwiowej (ryc. 20)

TABELA 13. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości (BMD) na zmiany parametrów lordozy lędźwiowej u badanych kobiet

Parametr	Czynnik	Test F	<i>p</i>
Kąt $\alpha$ [°]	A: wiek	3,750	0,054
	B: BMD	1,120	0,327
	interakcja: A×B	0,339	0,712
Kąt $\beta$ [°]	A: wiek	2,941	0,087
	B: BMD	1,023	0,361
	interakcja: A×B	0,241	0,786
KLL [°]	A: wiek	6,0	0,015*
	B: BMD	1,0	0,372
	interakcja: A×B	0,2	0,842
RLL [mm]	A: wiek	3,10	0,079
	B: BMD	0,31	0,731
	interakcja: A×B	0,82	0,440
GLL [mm]	A: wiek	1,908	0,168
	B: BMD	4,816	0,009**
	interakcja: A×B	0,157	0,855
WLL	A: wiek	0,859	0,355
	B: BMD	4,147	0,017*
	interakcja: A×B	0,288	0,750

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$

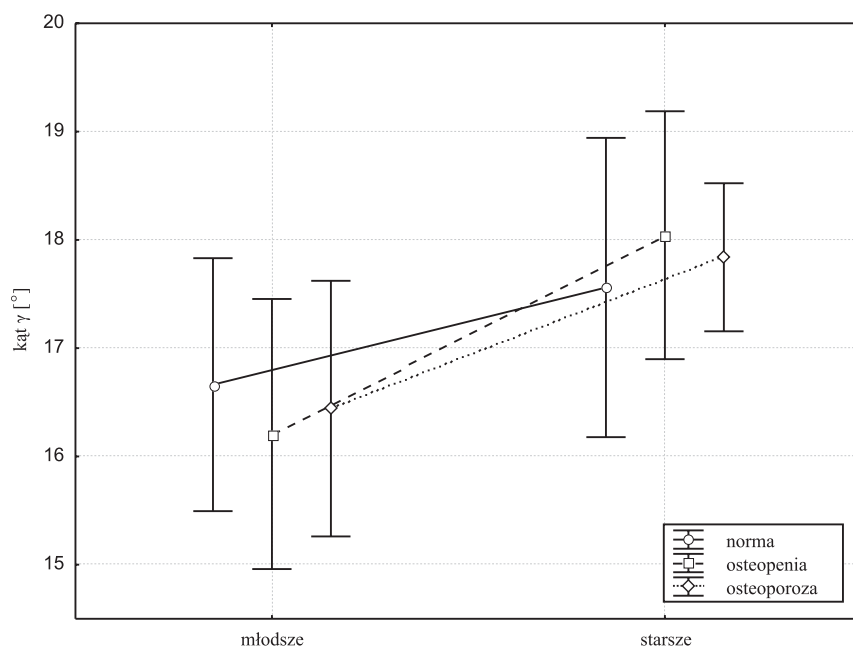
i wskaźnika lordozy lędźwiowej (ryc. 21). Parametry te u kobiet z osteoporozą, bez względu na wiek, były istotnie niższe niż u kobiet z prawidłową gęstością kości. W młodszej grupie wielkość lordozy lędźwiowej u kobiet z osteopenią i prawidłową masą kostną była podobna, natomiast u starszych badanych obserwowano jej systematyczne zmniejszanie się wraz ze spadkiem masy kostnej. Wyniki te wskazują, że kobiety z osteoporozą, niezależnie od wieku, charakteryzują się łagodniej zarysowaną lordozą lędźwiową, bardziej spłaszczoną i skróconą.

Brak istotnego wpływu gęstości kości na wielkość kifozy piersiowej pozwala przypuszczać, że czynnik kostny nie jest decydujący i nie odgrywa zasadniczej roli w procesach inwolucyjnych odpowiedzialnych za pogłębianie się kifozy piersiowej.

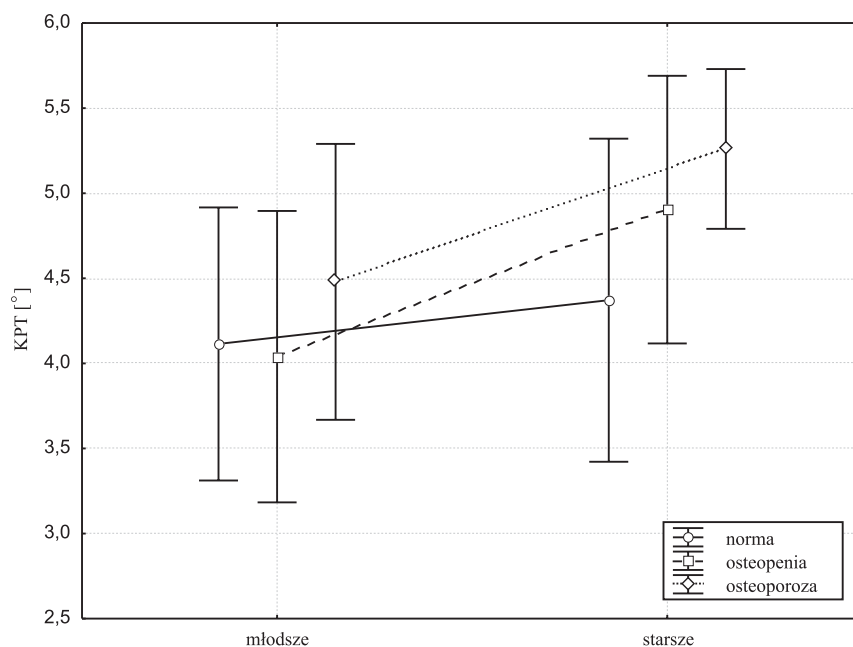
### Podsumowanie

Uzyskane wyniki pozwalają sądzić, że zmiany osteoporotyczne najwcześniej i wyraźniej ujawniają się w obrębie lordozy lędźwiowej. Wpływają one również w sposób istotny na ukształtowanie tej krzywizny. Oddziaływania takiego nie

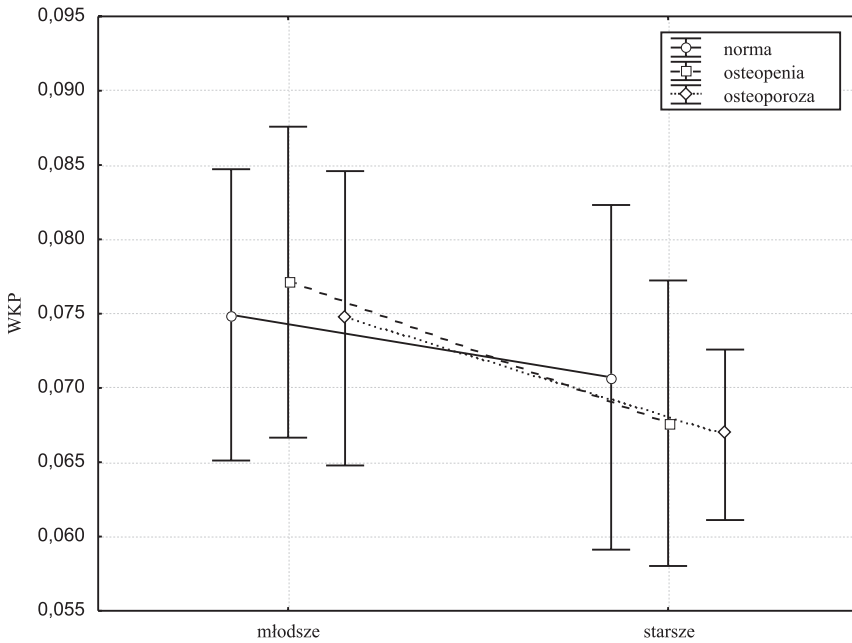




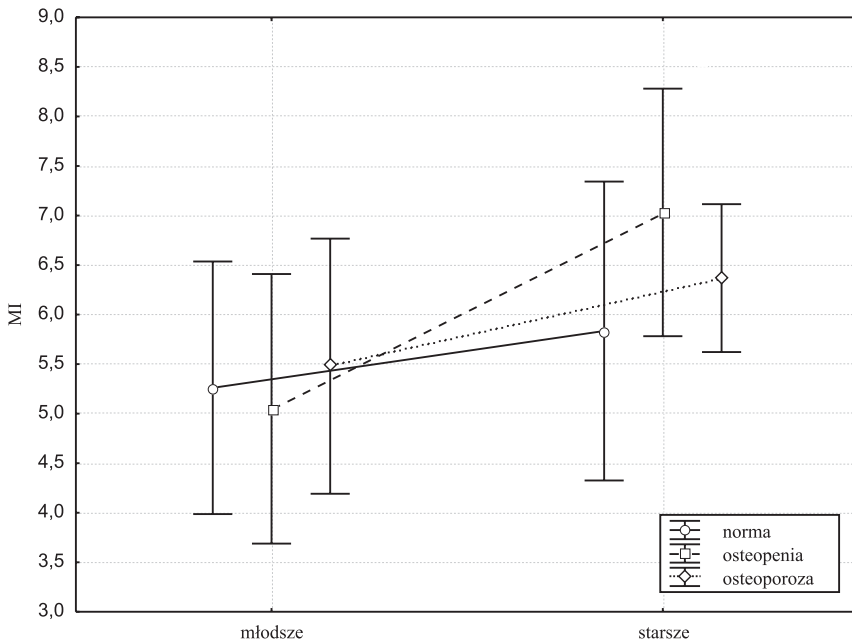
RYCINA 14. Wartości kąta nachylenia odcinka piersiowego górnego kręgosłupa ( $\gamma$ ) w badanych grupach kobiet



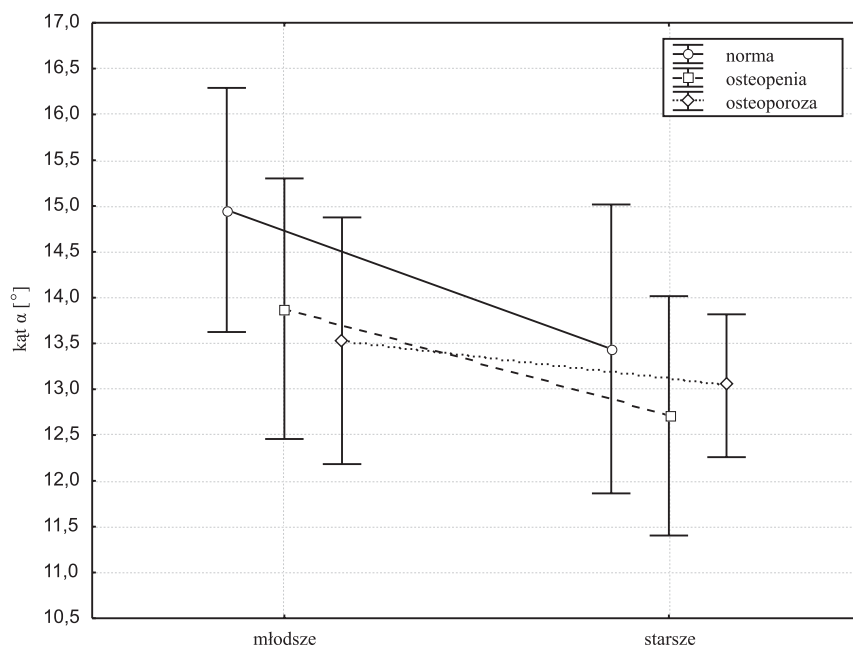
RYCINA 15. Wartości kąta pochylenia tułowia (KPT) w badanych grupach kobiet



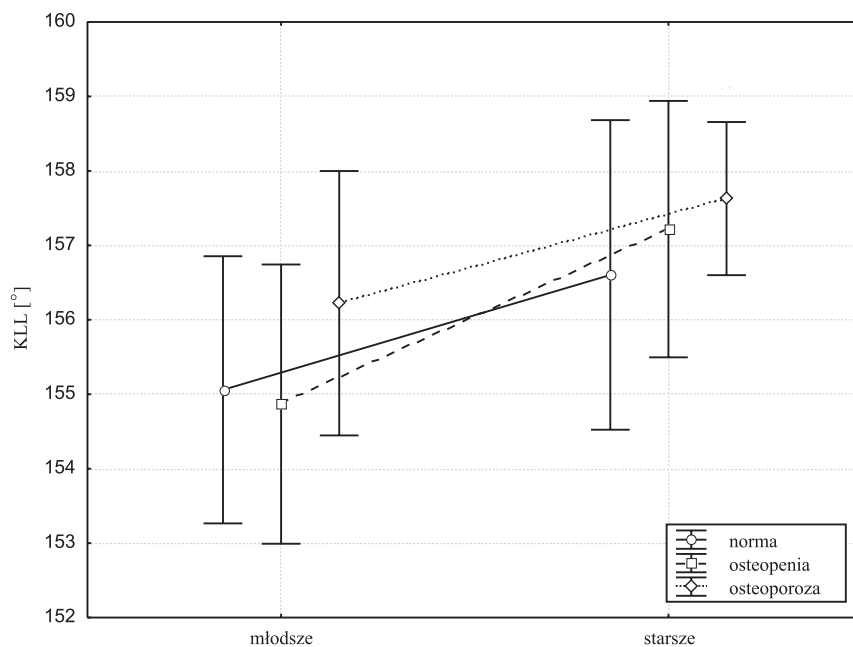
RYCINA 16. Wartości wskaźnika kifozy piersiowej (WKP) w badanych grupach kobiet



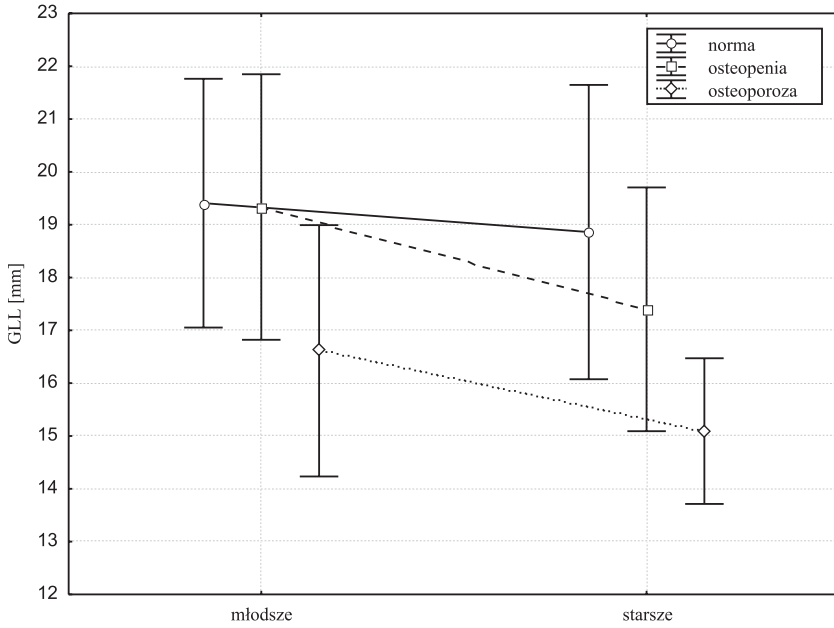
RYCINA 17. Wartości wskaźnika kompensacji (MI) w badanych grupach kobiet



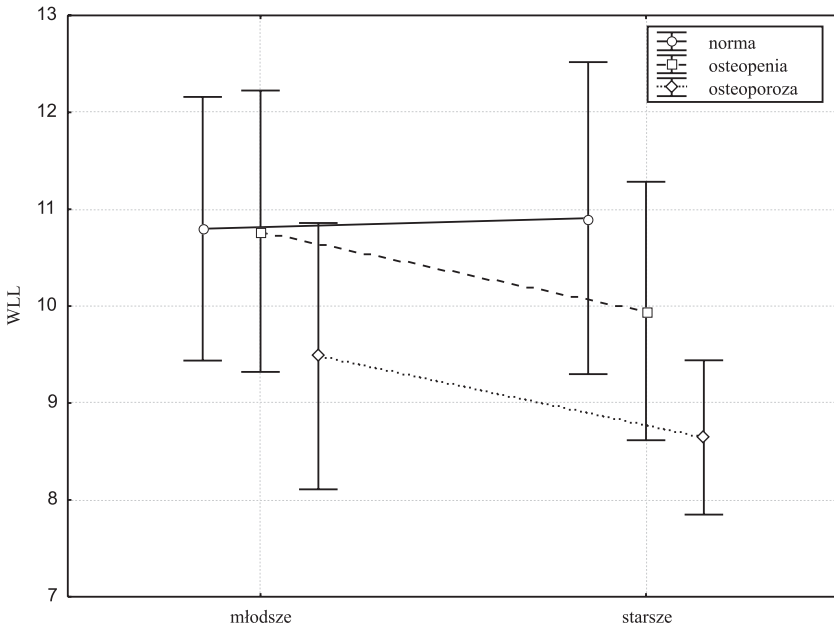
RYCINA 18. Wartości kąta nachylenia odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa ( $\alpha$ ) w badanych grupach kobiet



RYCINA 19. Wartości kąta lordozy lędźwiowej (KLL) w badanych grupach kobiet



RYCINA 20. Wartości głębokości lordozy lędźwiowej (GLL) w badanych grupach kobiet



RYCINA 21. Wartości wskaźnika lordozy lędźwiowej (WLL) w badanych grupach kobiet

obserwuje się natomiast w obrębie kifozy piersiowej, na co wskazuje brak znaczących różnic w wielkościach tej krzywizny między osobami z osteoporozą, osteopenią i prawidłową masą kostną.

### **4.3. Ruchomość w stawach kończyn dolnych kobiet z osteoporozą, osteopenią i prawidłową masą kostną**

Podstawowym zadaniem stawu i tkanek okołostawowych jest umożliwienie wykonywania ruchu oraz zabezpieczenie dobrej stabilizacji ciała w pozycji stojącej. Przez stabilizację pionowej sylwetki rozumie się z jednej strony jej kształt, czyli postawę ciała, a z drugiej niezmiennosc wartości kątowych w poszczególnych stawach. Doniesienia niektórych autorów wskazują, że jedynie czynne ruchy w maksymalnym zakresie dla danego stawu są w stanie zapewnić ich prawidłowe funkcjonowanie. Związany z wiekiem spadek aktywności fizycznej i zmiany inwolucyjne w narządzie ruchu mogą prowadzić do upośledzenia mobilności i zwiększenia ryzyka upadku (Steultjens i wsp. 2000). Dlatego celem tego rozdziału było też sprawdzenie, czy zmniejszanie się masy kostnej zaburza ruchomość w stawach kończyn dolnych oraz jaki wpływ na tę ruchomość wywiera wiek.

W tabeli 14 przedstawiono charakterystykę statystyczną kształtowania się zakresów ruchów w stawach kończyn dolnych. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości na ruchomość kończyn dolnych zamieszczono w tabeli 15 i na rycinach od 22 do 27.

#### **4.3.1. Charakterystyka zakresów ruchów w stawach kończyn dolnych**

Podczas oceny ruchomości stawów kończyn dolnych zaobserwowano niewielkie różnice lub w ogóle nie zarejestrowano różnic w zakresach ruchu między wyodrębnionymi grupami kobiet. Kobiety z osteoporozą charakteryzowały się nieco mniejszym niż pozostałe badane średnim zakresem ruchu prostowania, odwodzenia i skręcania uda do wewnątrz oraz zginania i prostowania stopy. Zarejestrowane różnice między kobietami z prawidłową masą kostną a kobietami z osteopenią i osteoporozą były jednak statystycznie nieistotne. Wyjątek stanowił zakres ruchu prostowania uda w stawie biodrowym, który był bliski poziomu istotności statystycznej ( $p < 0,051$ ). Nieco większe ograniczenia ruchomości występowały także w zakresie zgięcia podeszwowego stóp. Nie zaobserwowano natomiast znaczących różnic w obrębie stawów kolanowych (tab. 14).

Odniesienie wyników badań własnych do norm fizjologicznych pozwoliło na stwierdzenie, że średni zakres zginania, odwodzenia i przywodzenia uda oraz zginania i prostowania stopy kształtował się poniżej norm we wszystkich grupach kobiet.

TABELA 14. Wartości średnie ( $\pm$  SD) zakresu ruchu w stawach kończyn dolnych w badanych grupach kobiet. Istotność różnic określono metodą analizy wariancji

Staw	Ruch	Kończyna	Norma	Osteopenia	Osteoporoza	Test F	<i>p</i>
biodrowy	zginanie uda	P	106,3 $\pm$ 16,9	103,4 $\pm$ 15,0	105,8 $\pm$ 16,0	1,05	0,352
		L	108,4 $\pm$ 16,8	105,8 $\pm$ 15,1	106,2 $\pm$ 18,4	0,67	0,510
	prostowanie uda	P	15,9 $\pm$ 6,2	16,4 $\pm$ 6,3	15,2 $\pm$ 7,1	1,10	0,335
		L	16,1 $\pm$ 6,4	15,9 $\pm$ 7,0	14,3 $\pm$ 6,8	3,01	0,051
	odwodzenie uda	P	32,1 $\pm$ 9,9	31,2 $\pm$ 8,9	31,3 $\pm$ 9,9	0,28	0,776
		L	31,5 $\pm$ 10,1	31,6 $\pm$ 8,7	30,2 $\pm$ 10,2	0,89	0,412
	przywodzenie uda	P	19,1 $\pm$ 5,3	19,8 $\pm$ 5,7	19,5 $\pm$ 5,9	0,26	0,766
		L	19,8 $\pm$ 5,4	19,6 $\pm$ 5,9	19,7 $\pm$ 5,9	0,07	0,934
	skręcanie uda na zewnątrz	P	31,2 $\pm$ 10,1	31,7 $\pm$ 10,1	30,5 $\pm$ 10,1	0,36	0,694
		L	31,9 $\pm$ 9,7	29,9 $\pm$ 9,8	30,4 $\pm$ 10,5	0,94	0,392
	skręcanie uda do wewnątrz	P	34,9 $\pm$ 12,5	33,3 $\pm$ 11,2	32,3 $\pm$ 10,7	1,49	0,227
		L	37,3 $\pm$ 12,0	34,6 $\pm$ 13,4	33,9 $\pm$ 11,3	2,23	0,109
kolanowy	zginanie podudzia	P	116,6 $\pm$ 12,9	113,6 $\pm$ 13,5	114,0 $\pm$ 15,6	1,19	0,105
		L	113,8 $\pm$ 11,6	114,8 $\pm$ 12,0	112,7 $\pm$ 16,5	0,32	0,722
skokowo-goleniowy	zginanie stopy	P	40,2 $\pm$ 11,6	38,9 $\pm$ 11,9	36,3 $\pm$ 9,6	2,38	0,071
		L	39,5 $\pm$ 12,4	38,2 $\pm$ 10,2	35,9 $\pm$ 9,8	2,12	0,098
	prostowanie stopy	P	16,5 $\pm$ 7,2	16,2 $\pm$ 7,1	14,8 $\pm$ 7,3	1,57	0,194
		L	16,1 $\pm$ 5,9	15,8 $\pm$ 7,2	14,3 $\pm$ 6,9	1,94	0,121

P – prawa, L – lewa

#### 4.3.2. Wpływ wieku i utraty masy kostnej na ruchomość w stawach kończyn dolnych

Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji pozwalają na stwierdzenie, że ruchomość kończyn dolnych zależy przede wszystkim od wieku (tab. 15). Znaczący spadek ruchomości z wiekiem obserwowano we wszystkich badanych zakresach ruchu. Wyjątek stanowiła rotacja zewnętrzna uda oraz zginanie i prostowanie stopy, choć te ostatnie były bliskie poziomowi istotności statystycznej. Zmiany znaczące w obrębie obu kończyn dolnych dotyczyły prostowania, odwodzenia, przywodzenia i rotacji wewnętrznej uda w stawie biodrowym oraz zginania uda prawego i podudzia lewego w stawie kolanowym.

Oddziaływanie wieku na ruchomość w stawach kończyn dolnych było zróżnicowane między badanymi grupami kobiet. U kobiet z prawidłową masą kostną z wiekiem najbardziej zmniejszał się zakres ruchu prostowania, odwodzenia i skręcania uda do wewnątrz w stawie biodrowym. Zmiany te były istotne w obu kończynach (ryc. 23, 24, 26).

W grupie kobiet z osteopenią znaczący spadek ruchomości dotyczył przede

TABELA 15. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości (BMD) na zmiany zakresów ruchu w stawach kończyn dolnych u badanych kobiet

Staw	Ruch	Czynnik	Kończyna	Test F	<i>p</i>
biodrowy	zginanie uda	A. wiek	P	6,86	0,009**
			L	2,03	0,155
		B. BMD	P	0,93	0,394
			L	0,46	0,633
		interakcja: A×B	P	0,90	0,407
			L	0,59	0,552
	prostowanie uda	A. wiek	P	24,3	0,001***
			L	18,82	0,001***
		B. BMD	P	0,49	0,614
			L	0,67	0,512
		interakcja: A×B	P	0,09	0,912
			L	0,02	0,985
	odwodzenie uda	A. wiek	P	8,54	0,004**
			L	14,50	0,001***
		B. BMD	P	0,12	0,889
			L	0,30	0,741
		interakcja: A×B	P	0,28	0,752
			L	1,44	0,238
	przywodzenie uda	A. wiek	P	7,99	0,005**
			L	10,34	0,001***
B. BMD		P	0,87	0,418	
		L	0,47	0,627	
interakcja: A×B		P	0,48	0,621	
		L	0,09	0,910	
rotacja uda na zewnątrz	A. wiek	P	3,18	0,075	
		L	0,08	0,773	
	B. BMD	P	0,13	0,878	
		L	0,82	0,441	
	interakcja: A×B	P	0,05	0,954	
		L	0,19	0,824	
rotacja uda do wewnątrz	A. wiek	P	12,86	0,001***	
		L	14,88	0,001***	
	B. BMD	P	0,17	0,841	
		L	0,62	0,538	
	interakcja: A×B	P	1,18	0,310	
		L	0,05	0,955	

TABELA 15. cd.

Staw	Ruch	Czynnik	Kończyna	Test F	<i>p</i>
kolanowy	zginanie podudzia	A. wiek	P	1,91	0,167
			L	4,90	0,027*
		B. BMD	P	1,08	0,341
			L	0,26	0,772
		interakcja: A×B	P	2,26	0,106
			L	1,25	0,287
skokowo-goleniowy	zginanie stopy	A. wiek	P	2,81	0,094
			L	2,25	0,086
		B. BMD	P	0,13	0,722
			L	0,25	0,611
		interakcja: A×B	P	0,32	0,805
			L	0,25	0,611
	prostowanie stopy	A. wiek	P	2,52	0,112
			L	1,68	0,169
		B. BMD	P	0,63	0,591
			L	0,78	0,504
		interakcja: A×B	P	0,63	0,594
			L	0,04	0,838

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$ ; P – prawa, L – lewa

wszystkim prostowania uda i zginania podudzia w obu kończynach (ryc. 23, 27) oraz zginania i przywodzenia uda w kończynie prawej (ryc. 22 a, 25 a).

W grupie kobiet z osteoporozą najbardziej ograniczony był zakres ruchu prostowania, przywodzenia i skręcania uda do wewnątrz. Zmiany te były istotne w obu kończynach (ryc. 23, 25, 26).

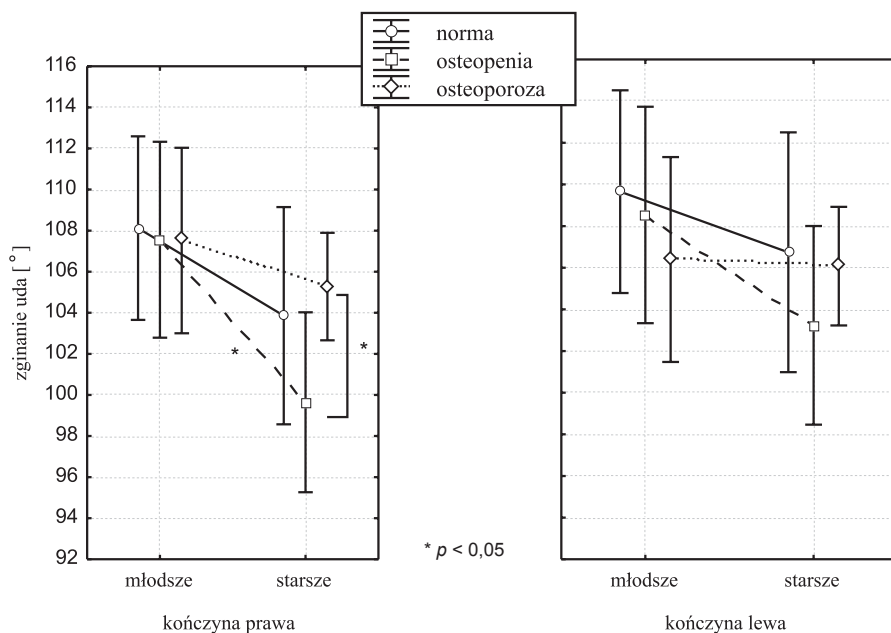
#### Podsumowanie

Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, że zmiany w układzie kostnym związane z utratą gęstości mineralnej kości nie przyczyniają się do zaburzeń ruchomości w stawach kończyn dolnych. Czynnikiem silnie oddziałującym na ruchomość w badanych stawach jest wiek. Największe zmiany z wiekiem obserwuje się w stawie biodrowym.

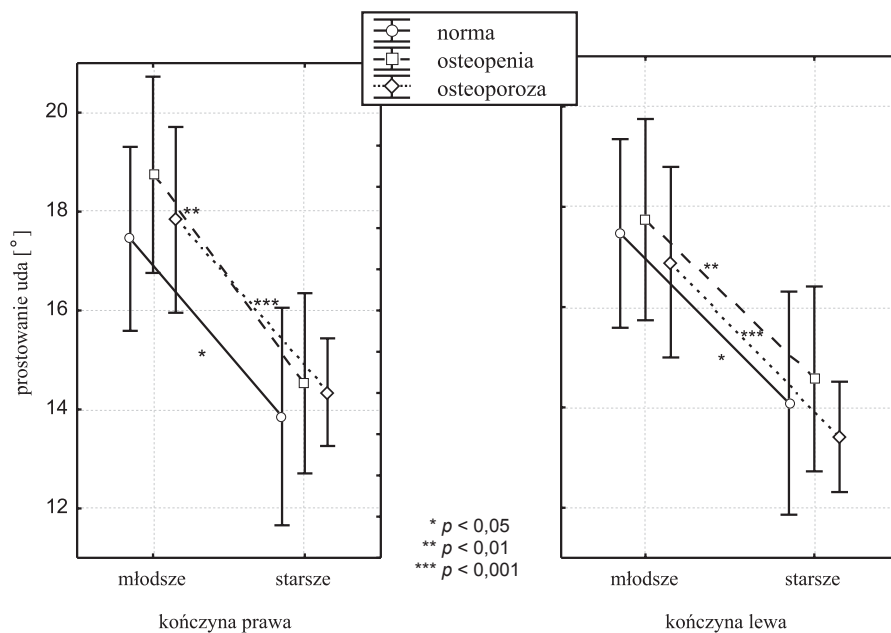
#### 4.4. Związki między ukształtowaniem krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a stabilnością postawy ciała

Zmiany w postawie ciała, a przede wszystkim w ukształtowaniu kręgosłupa, mogą być przyczyną zaburzeń równowagi i prowadzić do częstszych upadków.

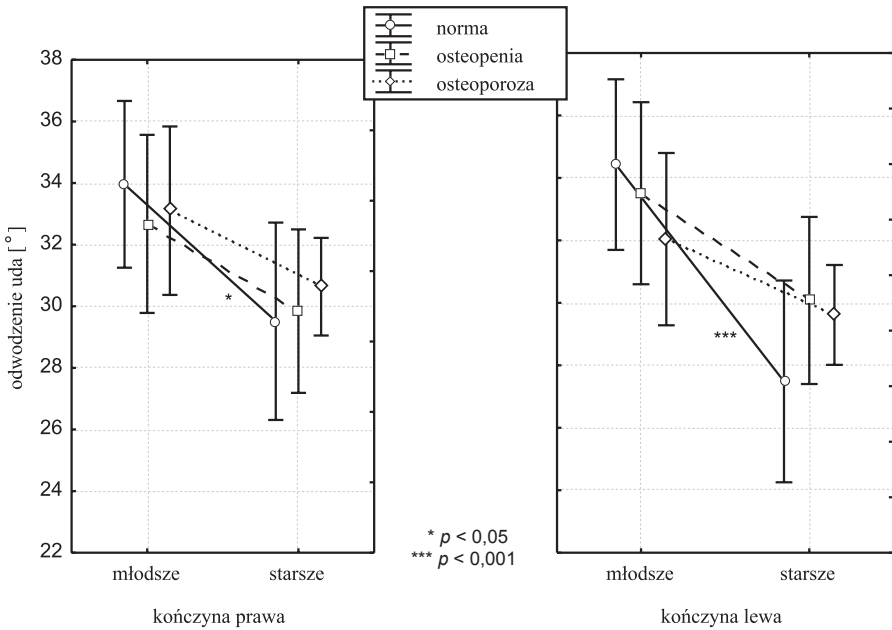




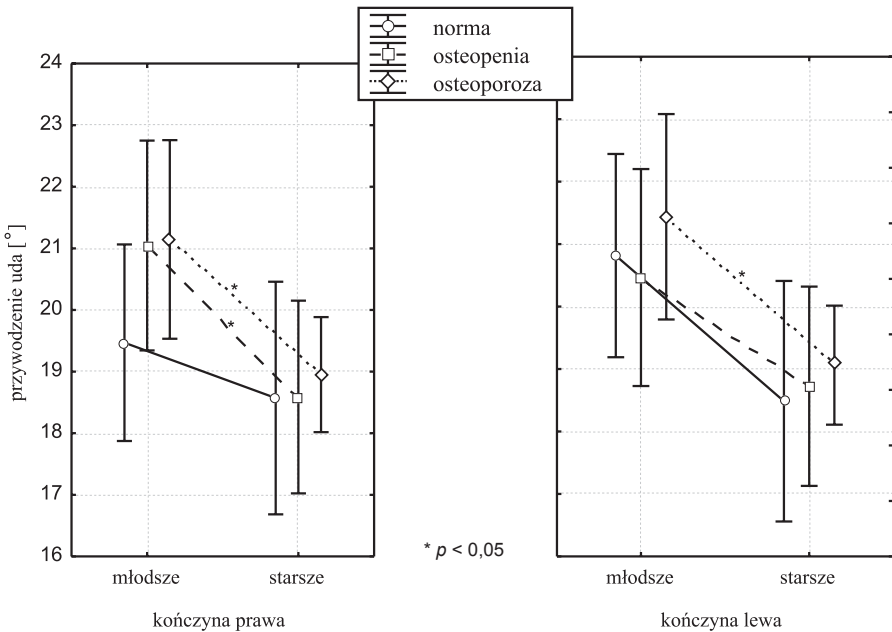
RYCINA 22. Wartości zakresu ruchu zginania uda w stawie biodrowym w badanych grupach kobiet



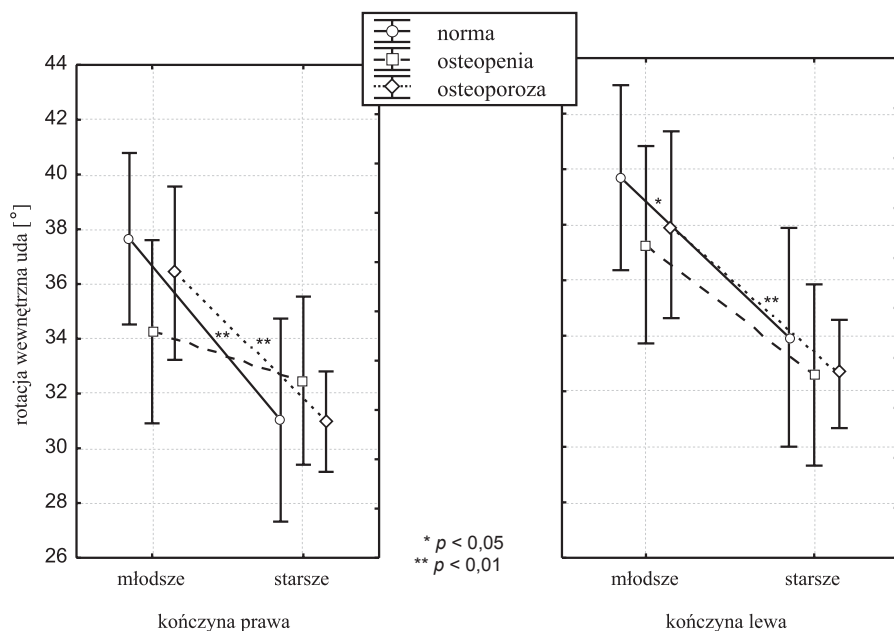
RYCINA 23. Wartości zakresu ruchu prostowania uda w stawie biodrowym w badanych grupach kobiet



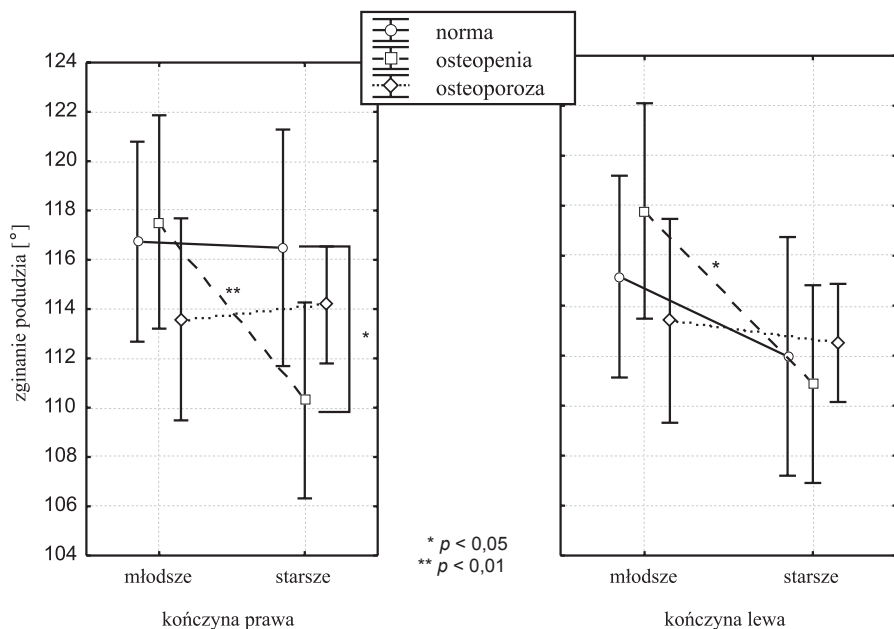
RYCINA 24. Wartości zakresu ruchu odwodzenia uda w stawie biodrowym w badanych grupach kobiet



RYCINA 25. Wartości zakresu ruchu przywodzenia uda w stawie biodrowym w badanych grupach kobiet



RYCINA 26. Wartości zakresu ruchu rotacji wewnętrznej uda w stawie biodrowym w badanych grupach kobiet



RYCINA 27. Wartości zakresu ruchu zginania podudzia w stawie kolanowym w badanych grupach kobiet

Poszukując związków między sposobem utrzymywania równowagi a postawą ciała w płaszczyźnie strzałkowej w wyodrębnionych grupach kobiet zastosowano analizę kanoniczną. Jest to wieloczynnikowa technika statystyczna oceniająca zależności między dwoma zbiorami zmiennych  $\{X_1, X_2 \dots, X_p\}$  i  $\{Y_1, Y_2 \dots, Y_q\}$ . Wyliczane w tej analizie parametry informują o sile i kierunku badanych związków, o udziale poszczególnych zmiennych w wynikach korelacji kanonicznej oraz o praktycznej użyteczności stwierdzonych istotności statystycznych.

Spośród parametrów krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa do analizy kanonicznej włączono: kąt nachylenia odcinka piersiowego górnego ( $\gamma$ ), piersiowo-łędźwiowego ( $\beta$ ), łędźwiowo-krzyżowego ( $\alpha$ ) i kąt pochylenia tułowia (KPT) oraz wskaźnik kifozy piersiowej (WKP) i lordozy łędźwiowej (WLL).

Wyniki pierwszej korelacji kanonicznej i całkowitej redundancji przedstawiono w tabelach od 16 do 19, natomiast wyniki wag kanonicznych i kanonicznych ładunków czynnikowych zamieszczono w aneksie w tabelach od V do XII.

#### 4.4.1. Zależności między parametrami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a miarami przemieszczeń COP

Wyniki analizy kanonicznej oceniające związki między kształtem krzywizn kręgosłupa a wielkością przednio-tylnych wychwianń ciała pozwalają sądzić, że zależności takie występują w każdej z wyodrębnionych grup. Są one jednak umiarkowane i słabe oraz obserwowane częściej w czasie badania z oczami otwartymi. Siła tych związków jest zróżnicowana i wykazuje zależności od zaawansowania procesu utraty masy kostnej (tab. 16).

Związki znaczące wystąpiły u osób z osteoporozą w obu sposobach badania,

TABELA 16. Wyniki korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a stabilnością ciała opisaną parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet

Sposób badania równowagi	Grupy	Krzywizny przednio-tylne kręgosłupa			
		pierwsza korelacja kanoniczna	$\chi^2$	$p$	całkowita redundancja [%]
Oczy otwarte	norma	0,354	22,09	0,574	8,5
	osteopenia	0,485	38,24	0,032*	13
	osteoporoza	0,374	44,10	0,007**	3
Oczy zamknięte	norma	0,273	13,48	0,957	4
	osteopenia	0,423	27,47	0,283	10,5
	osteoporoza	0,296	40,54	0,018*	4

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$

natomiast u kobiet z osteopenią tylko w czasie badania z oczami otwartymi. Żadnych istotnych zależności nie stwierdzono u kobiet z prawidłową gęstością kości.

Wyniki wag kanonicznych i ładunków czynnikowych, zawarte w tabeli V i VI (aneks), wskazują, że u osób z osteoporozą największy wpływ na stwierdzone zależności w próbie z oczami otwartymi ma wskaźnik kifozy piersiowej i kąt pochylenia tułowia, natomiast w próbie z oczami zamkniętymi przede wszystkim wielkość kąta pochylenia tułowia. Rozpatrując z kolei wpływ parametrów amplitudowych na siłę tych związków u kobiet z osteoporozą, można stwierdzić, że w pierwszym badaniu w największym stopniu oddziałuje zakres wychwiał i średnia prędkość, w drugim zaś rozrzut wychwiał.

Nieco inaczej siła oddziaływania tych parametrów kształtuje się u kobiet z osteopenią. Spośród analizowanych miar krzywizn kręgosłupa w próbie z oczami otwartymi największy wpływ wywiera wskaźnik kifozy piersiowej i kąt pochylenia tułowia, a w próbie z oczami zamkniętymi wskaźnik kifozy piersiowej i kąt nachylenia kręgosłupa w odcinku piersiowym górnym.

Rozpatrując wpływ parametrów amplitudowych na siłę tych związków u kobiet z osteopenią, wykazano, że w próbie z oczami otwartymi najmocniej oddziałuje średnia prędkość, a z zamkniętymi zakres i średnia prędkość wychwiał.

Stwierdzone istotności statystyczne związków między parametrami krzywizn kręgosłupa a miarami amplitudowymi wychwiał ciała w płaszczyźnie strzałkowej okazały się nie mieć większego praktycznego znaczenia u kobiet z osteoporozą. Wskazały na to wyniki całkowitej redundancji, które informują, w jakim procencie zmiany w równowadze ciała można wyjaśnić ukształtowaniem krzywizn kręgosłupa. U osób z osteoporozą ich udział w przednio-tylnych wychwianiach ciała stanowi zaledwie około 4%, a u osób z osteopenią około 13% (tab. 16).

Wyniki analizy kanonicznej dla związków między miarami postawy ciała a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przedstawiono w tabeli 17.

W grupie kobiet z osteoporozą i prawidłową gęstością kości wartości współczynnika korelacji kanonicznej były niskie, natomiast w grupie badanych z osteopenią umiarkowane. Zaobserwowane związki we wszystkich grupach były statystycznie nieistotne. Wyniki analizy wartości wag i kanonicznych ładunków czynnikowych dla miar postawy ciała pozwalają jednak przypuszczać, że ukształtowanie lordozy lędźwiowej, opisane wskaźnikiem lordozy lędźwiowej i kątem nachylenia odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa, najbardziej oddziałuje na boczną stabilność ciała (tab. VII i VIII aneks).

Na niewielki udział krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa w równowadze ciała w płaszczyźnie czołowej wskazują wartości całkowitej redundancji. Wynika z nich, że zmiany w ukształtowaniu krzywizn kręgosłupa wpływają na boczną stabilność ciała w nieistotny sposób (tab. 17).

TABELA 17. Wyniki korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a stabilnością ciała opisaną parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet

Sposób badania równowagi	Grupy	Krzywizny przednio-tylne kręgosłupa			
		pierwsza korelacja kanoniczna	$\chi^2$	<i>p</i>	całkowita redundancja [%]
Oczy otwarte	norma	0,369	25,17	0,369	9
	osteopenia	0,437	27,74	0,271	7
	osteoporoza	0,195	11,80	0,981	1
Oczy zamknięte	norma	0,298	18,05	0,800	4,5
	osteopenia	0,419	24,08	0,457	7
	osteoporoza	0,276	21,25	0,624	2

#### 4.4.2. Zależności między parametrami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami lepko-sprężystymi

Analiza związków między postawą ciała a sposobem jej stabilizacji pozwala stwierdzić, że zależności te we wszystkich grupach są umiarkowane lub słabe, a statystycznie istotne tylko u kobiet z osteoporozą. Siła tych związków zależy od sposobu badania i płaszczyzny ruchu. Świadczą o tym wielkości współczynników pierwszej korelacji kanonicznej (tab. 18, 19).

W płaszczyźnie strzałkowej związku znaczące u kobiet z osteoporozą wystąpiły tylko w badaniu z oczami zamkniętymi.

Wartości wag kanonicznych i ładunków czynnikowych (tab. IX, X aneks) wskazują, że spośród analizowanych parametrów postawy ciała na stwierdzone zależności największy wpływ wywierają wskaźnik kifozy i kąt nachylenia odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa. Wyniki te sugerują, że oprócz pogłębionej kifozy jednym z prognostyków wystąpienia zaburzeń równowagi w płaszczyźnie strzałkowej, w warunkach wyłączzonej kontroli wzroku, może być zmiana w wielkości nachylenia dolnego odcinka krzywizny lędźwiowej kręgosłupa. Rozpatrując z kolei wpływ parametrów lepko-sprężystych na siłę tych związków u kobiet z osteoporozą, można wywnioskować, że najmocniej oddziałuje częstotliwość ruchów korekcyjnych.

Biorąc jednak pod uwagę wyniki całkowitej redundancji, można sądzić, że pomimo wykazanej istotności statystycznej badanych związków zmiany w postawie ciała u kobiet z osteoporozą tylko w 3,5% współdecydują o sposobie utrzymywania równowagi w pozycji stojącej (tab. 18).

Wartości pierwszej korelacji kanonicznej, określające siłę związków między

TABELA 18. Wyniki korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a stabilnością ciała opisaną parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet

Sposób badania równowagi	Grupy	Krzywizny przednio-tylne kręgosłupa			
		pierwsza korelacja kanoniczna	$\chi^2$	$p$	całkowita redundancja [%]
Oczy otwarte	norma	0,427	29,51	0,201	5,5
	osteopenia	0,428	28,68	0,232	6,5
	osteoporoza	0,378	41,14	0,232	3,5
Oczy zamknięte	norma	0,472	36,17	0,052	8,5
	osteopenia	0,438	30,34	0,173	7,5
	osteoporoza	0,405	47,31	0,003**	3,5

\*\*  $p < 0,01$

TABELA 19. Wyniki korelacji kanonicznej pomiędzy wybranymi miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a stabilnością ciała opisaną parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet

Sposób badania równowagi	Grupy	Krzywizny przednio-tylne kręgosłupa			
		pierwsza korelacja kanoniczna	$\chi^2$	$p$	całkowita redundancja [%]
Oczy otwarte	norma	0,455	24,47	0,435	8,5
	osteopenia	0,353	26,26	0,340	5
	osteoporoza	0,360	45,06	0,006**	4
Oczy zamknięte	norma	0,482	30,34	0,173	6
	osteopenia	0,417	33,86	0,087	8
	osteoporoza	0,351	51,09	0,001***	4,5

\*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$

krzywiznami kręgosłupa a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej, były umiarkowane i słabe (tab. 19). Mimo to w grupie kobiet z osteoporozą współczynniki te okazały się statystycznie istotne i to w badaniach zarówno z oczami otwartymi, jak i zamkniętymi.

Analiza wartości wag i ładunków kanonicznych dla miar postawy u osób z osteoporozą wykazała, że na utrzymywanie równowagi w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych największy wpływ wywiera pochylenie tułowia do przodu (KPT), a po wyłączeniu kontroli wzroku ukształtowanie lordozy (WLL).

Spośród parametrów lepko-sprężystych największy wpływ ma natomiast lepkość i sztywność posturalna (tab. XI, XII aneks).

Wartość całkowitej redundancji jest jednak niska i świadczy, że równowaga ciała w płaszczyźnie czołowej u kobiet z osteoporozą tylko w około 4,5% zależy od ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa (tab. 19).

### Podsumowanie

Na podstawie przeprowadzonej analizy kanonicznej można stwierdzić, że proces utrzymywania równowagi w pozycji stojącej u kobiet z obniżoną masą kostną wykazuje związek z ich postawą ciała. Świadczy o tym istotność związków między miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami oceniającymi równowagę ciała.

Wydaje się, że czynnikiem, który najbardziej zaburza równowagę w płaszczyźnie strzałkowej, jest pochylona do przodu sylwetka i pogłębiona kifoza, natomiast w płaszczyźnie czołowej zwiększona kifoza piersiowa i zmniejszona lordoza lędźwiowa. Zaobserwowane zależności pozwalają jednak na stwierdzenie, że wielkości krzywizn przednio-tylnych nie są decydującymi w utrzymywaniu równowagi u kobiet z osteoporozą. Świadczą o tym małe wartości całkowitej redundancji. Uzyskane wyniki sugerują, że zmiany w sylwetce ciała i wiążąca się z tym korekcja położenia środka ciężkości ciała mogą być mechanizmami kompensującymi deficyty równowagi związane z degradacją tylnej granicy stabilności u starszych osób (Błaszczyk i wsp. 1994).

## 4.5. Związki między ruchomością w stawach kończyn dolnych a stabilnością postawy stojącej

W celu oszacowania siły związku między zakresem ruchomości w stawach kończyn dolnych a parametrami amplitudowymi COP i lepko-sprężystymi w badanych grupach kobiet wykonano analizę kanoniczną. Spośród parametrów ruchomości do analizy włączono: zakresy ruchów zginania, prostowania, odwodzenia i przywodzenia uda, zginania podudzia oraz zginania i prostowania stopy.

Wyniki pierwszej korelacji kanonicznej i całkowitej redundancji zamieszczono w tabelach od 20 do 23, natomiast wyniki wag kanonicznych i kanonicznych ładunków czynnikowych w aneksie w tabelach XIII–XX.

### 4.5.1. Zależności między zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami amplitudowymi COP

Wyniki analizy kanonicznej pozwalają sądzić, że ruchomość w stawach kończyn dolnych odgrywa istotną rolę w stabilności pozycji stojącej. Świadczą o tym wartości współczynników korelacji wskazujące na znaczące i umiarkowane zależności między badanymi parametrami. Siła tych związków jest jednak róż-



nicowana i zależna od stanu masy kostnej, udziału wzroku w kontroli równowagi oraz zakresu ruchu w badanej kończynie (tab. 20).

W grupie kobiet z osteoporozą związki istotne między miarami ruchomości a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie strzałkowej wystąpiły w badaniu z oczami otwartymi w obu kończynach, natomiast przy oczach zamkniętych tylko w kończynie prawej. W grupie kobiet z osteopenią badane zależności okazały się istotne tylko w próbie z oczami zamkniętymi i dotyczyły obu kończyn dolnych. U kobiet z prawidłową gęstością kości z kolei wartości współczynników kanonicznych były istotne w obu sposobach badania, jednak tylko dla kończyny prawej.

Wartości wag i ładunków kanonicznych dla miar ruchomości nie wykazały dominującego wpływu któregoś z mierzonych zakresów ruchu na badane związki w poszczególnych grupach kobiet. W grupie kobiet z osteopenią i osteoporozą największy wpływ w badaniu z oczami otwartymi wywierał zakres ruchu odwodzenia i prostowania uda, a z oczami zamkniętymi zginania uda i prostowania stopy. Natomiast u kobiet z masą kostną w normie zakres ruchu zginania podudzia i prostowania stopy (tab. XIII, XIV aneks).

Rozpatrując wpływ parametrów amplitudowych na siłę badanych związków, można stwierdzić, że u kobiet z osteoporozą dominujący wpływ w obu sposobach badania wywierała średnia prędkość wychwiał, natomiast u kobiet z osteopenią i z prawidłową masą kostną średnia prędkość i zmienność wychwiał.

TABELA 20. Wyniki korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a stabilnością ciała opisaną parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet

Sposób badania równowagi	Grupy	Ruchomość kończyny prawej				Ruchomość kończyny lewej			
		pierwsza korelacja kanoniczna	$\chi^2$	$p$	całkowita redundancja [%]	pierwsza korelacja kanoniczna	$\chi^2$	$p$	całkowita redundancja [%]
Oczy otwarte	norma	0,518	54,52	0,001***	22,5	0,470	37,84	0,101	10,5
	osteopenia	0,349	29,90	0,367	8,5	0,461	38,19	0,094	6
	osteoporoza	0,453	66,66	0,0005***	10,5	0,408	55,13	0,001***	8,5
Oczy zamknięte	norma	0,553	49,52	0,007**	25,5	0,383	32,53	0,253	12
	osteopenia	0,451	41,66	0,047*	11,5	0,455	47,23	0,012*	14
	osteoporoza	0,383	48,90	0,008**	7	0,307	24,98	0,628	4,5

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$

Na podstawie powyższych analiz można pokusić się o stwierdzenie, że ruchomość w stawach kończyn dolnych, i to szczególnie w płaszczyźnie strzałkowej, istotnie wpływa na stan równowagi. Potwierdzają to wyniki całkowitej redundancji wykazane dla związków istotnych w badanych grupach. U kobiet z osteoporozą ruchomość w stawach kończyn dolnych pozwala wyjaśnić zmienność wychwiań ciała w płaszczyźnie strzałkowej tylko w 7–10,5%, u kobiet z osteopenią w 11,5–14%, a u osób z prawidłową gęstością kości w 22,5–25,5% (tab. 20).

Wyniki analizy kanonicznej określające związki między ruchomością w stawach kończyn dolnych a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przedstawiono w tabeli 21.

W grupie kobiet z osteoporozą i osteopenią wartości pierwszej korelacji kanonicznej były umiarkowane i niskie oraz statystycznie nieistotne dla obu kończyn i sposobów badania. Z kolei w grupie kobiet z prawidłową masą kostną wartości tych współczynników były umiarkowane i statystycznie istotne w obu kończynach w badaniu z oczami otwartymi, a wysoce istotne przy oczach zamkniętych, lecz tylko w kończynie prawej.

Analizując wartości wag i ładunków kanonicznych dla miar ruchomości kończyn dolnych, można zaobserwować, że zakres prostowania stopy we wszystkich grupach wnosi największy wkład w pierwszą korelację kanoniczną, a także wykazuje najsilniejszy związek z badanymi parametrami. Spośród omawianych pa-

TABELA 21. Wartości pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a stabilnością ciała opisaną parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet

Sposób badania równowagi	Grupy	Ruchomość kończyny prawej				Ruchomość kończyny lewej			
		pierwsza korelacja kanoniczna	$\chi^2$	$p$	całkowita redundancja [%]	pierwsza korelacja kanoniczna	$\chi^2$	$p$	całkowita redundancja [%]
Oczy otwarte	norma	0,526	45,82	0,018*	24	0,469	44,99	0,022*	15
	osteopenia	0,431	33,79	0,208	12,5	0,424	30,27	0,353	10
	osteoporoza	0,305	38,06	0,097	5,5	0,307	34,64	0,180	7,5
Oczy zamknięte	norma	0,629	63,05	0,0001***	18,5	0,486	33,78	0,208	11
	osteopenia	0,391	27,17	0,509	12	0,394	30,31	0,348	13
	osteoporoza	0,319	36,15	0,138	4,5	0,255	20,57	0,842	2,5

\*  $p < 0,05$ ; \*\*\*  $p < 0,001$

rametrów równowagi najsilniejszy związek z ruchomością kończyn dolnych ma natomiast średnia prędkość wychwiał (tab. XV, XVI aneks).

Ważnych informacji dostarczają również wyniki całkowitej redundancji dla związków istotnych w grupie kobiet z prawidłową gęstością kości. Okazuje się bowiem, że ruchomość w stawach kończyn dolnych aż w 15–24% wpływa u nich na zmienność parametrów wychwiał ciała w płaszczyźnie czołowej. W większym stopniu dotyczy to kończyny prawej niż lewej (tab. 21).

#### 4.5.2. Zależności między zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami lepko-sprężystymi

Wyniki analizy kanonicznej określające związki między zakresem ruchomości w stawach kończyn dolnych a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej zawarto w tabeli 22.

W grupie kobiet z osteoporozą wartości pierwszej korelacji kanonicznej były niskie, chociaż statystycznie istotne dla kończyny prawej. W grupie z osteopenią stwierdzone związki były umiarkowane oraz istotne w obu kończynach w badaniu z oczami zamkniętymi, a tylko w kończynie lewej z oczami otwartymi. W grupie kobiet z masą kostną w normie wartości współczynnika korelacji były umiarkowane, ale wysoce istotne w badaniu z oczami otwartymi w kończynie prawej i istotne w badaniu z oczami otwartymi w kończynie lewej. W badaniu z oczami zamkniętymi związki znaczące w tej grupie wystąpiły tylko w kończynie lewej.

TABELA 22. Wyniki korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a stabilnością ciała opisaną parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet

Sposób badania równowagi	Grupy	Ruchomość kończyny prawej				Ruchomość kończyny lewej			
		pierwsza korelacja kanoniczna	$\chi^2$	$p$	całkowita redundancja [%]	pierwsza korelacja kanoniczna	$\chi^2$	$p$	całkowita redundancja [%]
Oczy otwarte	norma	0,563	58,80	0,0005***	18,5	0,535	42,51	0,038*	12,5
	osteopenia	0,500	39,40	0,074	10	0,557	46,90	0,014*	7
	osteoporoza	0,371	44,17	0,026*	4	0,322	35,54	0,155	4
Oczy zamknięte	norma	0,561	34,80	0,176	13	0,563	43,74	0,029*	16
	osteopenia	0,510	48,48	0,009**	12,5	0,472	46,31	0,016*	9
	osteoporoza	0,359	48,14	0,010**	6	0,283	33,78	0,208	4,5

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$

Analizując wartości wag i ładunków kanonicznych dla miar ruchomości kończyn dolnych, można wywnioskować, że w grupach kobiet z obniżoną gęstością kości największy wpływ na sposób kontroli równowagi w płaszczyźnie strzałkowej ma zakres ruchu zginania i odwodzenia uda oraz zginania podudzia, natomiast w grupie z prawidłową gęstością kości przede wszystkim zakres zginania podudzia (tab. XVII, XVIII aneks).

Rozpatrując z kolei wpływ parametrów lepko-sprężystych na siłę badanych związków, można skonstatować, że u osób z osteoporozą dominujący wpływ wywiera częstotliwość i sztywność posturalna, z osteopenią – sztywność i lepkość posturalna, a z prawidłową gęstością kości przede wszystkim sztywność posturalna.

Biorąc pod uwagę wyniki całkowitej redundancji dla związków istotnych, można stwierdzić, że ruchomość kończyn dolnych u osób z masą kostną w normie najbardziej oddziałuje na lepko-sprężyste wskaźniki stabilności w płaszczyźnie strzałkowej. W grupie kobiet z osteoporozą zakresy ruchów w stawach kończyn dolnych wyjaśniają tylko 4–6% zmienności parametrów równowagi, z osteopenią 7–12,5%, a u kobiet z prawidłową gęstością kości aż 12,5–18,5% (tab. 22).

Zależności między zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej przedstawiono w tabeli 23.

U kobiet z osteoporozą badane związki były na ogół słabe, choć w próbie z oczami otwartymi statystycznie istotne dla obu kończyn dolnych. U kobiet z osteopenią przeważały związki umiarkowane, jednak statystycznie nieistotne. Natomiast w grupie z masą kostną w normie badane zależności były umiarkowane oraz statystycznie znaczące w obu kończynach i sposobach badania.

Wartości wag kanonicznych i kanonicznych ładunków czynnikowych dla miar ruchomości wskazały, że w grupie z osteoporozą największy wpływ na sposób kontroli równowagi w płaszczyźnie czołowej wywierał zakres ruchu zginania, odwodzenia i przywodzenia uda oraz zginania podudzia, natomiast w grupie z prawidłową gęstością kości zginania i prostowania uda oraz zginania podudzia (tab. XIX, XX aneks).

Rozpatrując wpływ parametrów lepko-sprężystych na siłę badanych związków, można stwierdzić, że w grupie kobiet z osteoporozą dominujący wpływ wywiera częstotliwość i lepkość posturalna, a u osób z prawidłową gęstością kości sztywność i tłumienie posturalne.

Analizując wyniki całkowitej redundancji, można jednak wywnioskować, że u osób z masą kostną w normie ruchomość stawów kończyn dolnych odgrywa ważniejszą rolę w kontroli bocznej stabilności niż u kobiet z obniżoną masą kostną. Przy osteoporozie zmienność parametrów lepko-sprężystych w płaszczyźnie czołowej w 6,5–8% zależy od ruchomości kończyn dolnych, a u kobiet zdrowych aż w 16–20,5% (tab. 23).

TABELA 23. Wartości pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a stabilnością ciała opisaną parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet

Sposób badania równowagi	Grupy	Ruchomość kończyny prawej				Ruchomość kończyny lewej			
		pierwsza korelacja kanoniczna	$\chi^2$	<i>p</i>	całkowita redundancja [%]	pierwsza korelacja kanoniczna	$\chi^2$	<i>p</i>	całkowita redundancja [%]
Oczy otwarte	norma	0,569	56,47	0,001***	16	0,589	51,86	0,004**	16,5
	osteopenia	0,535	35,95	0,143	7	0,458	31,11	0,311	6,5
	osteoporoza	0,410	56,06	0,001**	6,5	0,345	53,40	0,003**	8
Oczy zamknięte	norma	0,543	65,40	0,008**	20,5	0,443	41,74	0,050*	16
	osteopenia	0,508	35,89	0,145	6	0,423	27,34	0,499	7
	osteoporoza	0,380	37,98	0,098	3,5	0,290	32,56	0,252	4

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$

### Podsumowanie

Dzięki przeprowadzonej analizie wykazano, że między ruchomością kończyn dolnych a wychwianiami postawy ciała w pozycji stojącej istnieje ścisły związek. Siła tego związku zależy od stanu masy kostnej, udziału wzroku w kontroli postawy, płaszczyzny ruchu i badanej kończyny.

U osób z osteoporozą związek stabilności ciała z ruchomością kończyn dolnych jest mniejszy, natomiast u osób z prawidłowym wskaźnikiem BMD większy. U kobiet z masą kostną w normie, przy pełnej dostępności informacji wzrokowej, większy udział w kontroli stabilności mają stawy dystalne, tj. skokowy i kolanowy, natomiast u osób z gęstością kości poniżej normy – staw biodrowy (i to przede wszystkim zakres ruchu prostowania i odwodzenia uda). Przy oczach zamkniętych największy wpływ na wielkość wychwian postawy we wszystkich grupach ma zakres ruchu zginania uda, zginania podudzia i prostowania stopy.

W badanej grupie ograniczenie ruchomości w tych stawach bardziej oddziałuje na stabilność ciała w płaszczyźnie strzałkowej niż czołowej. Im większy jest zakres ruchu w stawach kończyn dolnych, a tym samym mniejsza sztywność i opór w stawie, tym mniejsze i wolniejsze są wychwiania ciała.

Na podstawie stwierdzonych różnic w sile związków między równowagą posturalną a ruchomością prawej i lewej kończyny dolnej można podejrzewać, że nawet niewielkie asymetrie we właściwościach biomechanicznych ciała mogą

być źródłem niestabilności postawy. Lepsza sprawność w obrębie kończyn dolnych może stwarzać lepsze warunki dla kompensacji deficytów stabilności postawy.

#### **4.6. Wpływ wybranych czynników na prawdopodobieństwo wystąpienia upadków**

Przeprowadzone dotychczas analizy statystyczne wykazały, że na sposób utrzymywania równowagi oraz ukształtowanie krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa kobiet po 40. roku życia wywiera wpływ gęstość mineralna kości i wiek. Stwierdzono również, że ryzyko wystąpienia zaburzeń równowagi spowodowane zmianami w postawie ciała na skutek osteoporozy jest niewielkie. Uzyskane wyniki nie pozwalają jednak przewidzieć, które z badanych kobiet są bardziej narażone na upadki. Dlatego dalsza ocena została ukierunkowana na określenie czynników ryzyka najbardziej predysponujących do upadków. W tym celu zastosowano analizę regresji logistycznej. Jest to metoda statystyczna opisująca wpływ kilku zmiennych na prawdopodobieństwo wystąpienia pewnych objawów lub zdarzeń. W badaniach własnych poszukiwano zależności między obecnością czynników mogących wskazywać na pogorszenie zdrowia lub osłabienie motoryki a podatnością na upadki. W tym celu podzielono kobiety na te, które zgłaszały upadki i te, które ich nie zgłaszały.

Do grupy kobiet zgłaszających upadki zaliczono osoby, u których w ciągu ostatniego roku zdarzył się przynajmniej jeden upadek. Upadek zdefiniowano jako nagłą, niezamierzoną zmianę pozycji ciała, spowodowaną utratą równowagi podczas stania, chodzenia lub wykonywania innych czynności, w wyniku której dana osoba się przewróciła (Czerwiński i wsp. 2006).

Zagrożenie upadkiem oceniano ze względu na wiek (do 60 lat/powyżej 60 lat), deklarowaną aktywność fizyczną (znikoma, lekka, umiarkowana, duża), subiektywnie odczuwane zaburzenia równowagi (nie/tak), stan masy kostnej (norma, osteopenia, osteoporoza), typ postawy (kifotyczna, równoważna, lordotyczna).

Otrzymane wyniki pozwalają twierdzić, że spośród analizowanych zmiennych tylko subiektywnie odczuwane zaburzenia równowagi wykazują statystycznie istotny związek z częstością upadków (tab. 24). Prawdopodobieństwo upadku jest prawie sześciokrotnie większe u kobiet zgłaszających występowanie objawów niestabilności ciała. Wyniki współczynników regresji odpowiadające pozostałym zmiennym były statystycznie nieistotne, a wyliczony iloraz szans sugeruje, że ryzyko wystąpienia upadku nie zależy od deklarowanej przez kobiety aktywności fizycznej, a także stanu masy kostnej oraz typu postawy ciała określonego na podstawie wartości współczynnika kompensacji. Jedynie wiek wydaje się tym czynnikiem, który oprócz zaburzeń równowagi zwiększa za-

TABELA 24. Wyniki analizy regresji logistycznej oceniające ryzyko upadku ze względu na: wiek, aktywność fizyczną, zaburzenia równowagi, gęstość mineralną kości i typ postawy ciała

<i>N</i> = 369	Czynniki ryzyka upadku					
	stała B0	wiek	aktywność fizyczna	zaburzenia równowagi	gęstość kości	typ postawy
$\chi^2$ Walda	14,857	2,307	0,003	40,100	0,113	0,0148
<i>p</i>	0,0001	0,129	0,956	0,0001***	0,736	0,700
Iloraz szans z. jedn.	0,073	1,256	1,007	5,630	1,055	0,947

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

grożenie upadkami. Wskazują na to wyniki regresji oraz istotność statystyczna prawdopodobieństwa wpływu wieku na częstość upadków. Ryzyko wystąpienia tych ostatnich u kobiet powyżej 60. roku życia jest większe.

W celu sprawdzenia, czy wykazane ryzyko upadku związane z subiektywnym odczuciem zaburzeń równowagi znajduje odzwierciedlenie w miarach obiektywnych, a także czy brak takiego ryzyka z uwzględnieniem typu postawy ciała znajduje potwierdzenie w miarach krzywizn kręgosłupa, w każdej z wyodrębnionych grup kobiet o różnej gęstości mineralnej kości dokonano ponownego podziału na osoby, które w ostatnim roku upadły lub nie. W tak podzielonym materiale przeprowadzono ponowną analizę uwzględniającą stabilność ciała oraz ukształtowanie krzywizn kręgosłupa.

#### 4.6.1. Zależności między występowaniem upadków a utrzymywaniem równowagi i wielkością utraty masy kostnej

Wyniki przeprowadzonej analizy wskazały na znaczące różnice w stabilności postawy ciała między kobietami, które doświadczyły incydentu upadku, a tymi, u których do zdarzenia takiego nie doszło. Różnice znaczące między średnimi wartościami obserwowano w obu badanych grupach parametrów równowagi oraz w obu płaszczyznach i sposobach badania. Ich wielkość uwarunkowana była stanem masy kostnej.

Wyniki miar amplitudowych COP wykazały, że kobiety z incydentami upadku w wywiadzie charakteryzują się większymi wychyleniami postawy ciała w pozycji stojącej niż kobiety nieupadające. Różnice te obserwowano zarówno podczas badania z oczami otwartymi, jak i zamkniętymi, jednak na poziomie statystycznie istotnym tylko w płaszczyźnie strzałkowej i tylko w obrębie niektórych parametrów. W badaniu z oczami otwartymi różnice znaczące w płaszczyźnie

TABELA 25. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji obrazujące różnice w parametrach amplitudowych COP w zależności od występowania upadków w wywiadzie lub ich braku oraz poziomu gęstości kości (BMD)

Parametr	Źródło zmienności	Płaszczyzna strzałkowa				Płaszczyzna czołowa			
		oczy otwarte		oczy zamknięte		oczy otwarte		oczy zamknięte	
		F	p	F	p	F	p	F	p
Odchylenie standardowe [mm]	A: upadki	2,31	0,128	5,28	0,022*	2,46	0,117	0,72	0,396
	B: BMD	4,34	0,013*	1,84	0,180	2,48	0,085	1,10	0,334
Zakres [mm]	A: upadki	1,87	0,759	4,71	0,030*	0,64	0,422	0,83	0,364
	B: BMD	2,93	0,054	2,17	0,114	2,66	0,071	1,04	0,353
Średnia prędkość [mm/s]	A: upadki	6,10	0,013*	5,36	0,021*	1,35	0,245	1,07	0,301
	B: BMD	0,22	0,801	0,84	0,430	0,91	0,400	0,20	0,819
Średni promień [mm]	A: upadki	3,99	0,046*	3,26	0,071	parametr liczony dla dwóch płaszczyzn łącznie			
	B: BMD	4,17	0,016*	0,80	0,449				

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; interakcje A×B są statystycznie nieistotne

strzałkowej dotyczyły średniej prędkości i średniego promienia, natomiast z oczami zamkniętymi średniej prędkości, zmienności i zakresu wychwiał (tab. 25).

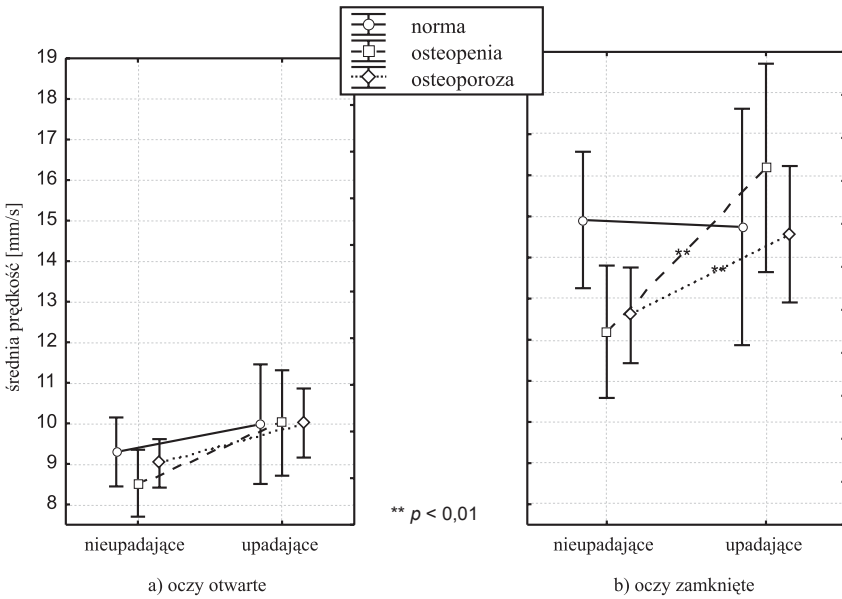
Analiza różnic między osobami upadającymi i nieupadającymi przeprowadzona oddzielnie w każdej z grup wyodrębnionych ze względu na stopień ubytku masy kostnej wykazała, że zmiany istotne w parametrach amplitudowych dotyczą tylko kobiet z obniżoną gęstością kości.

Największe różnice między kobietami, które zgłaszały, a tymi, które nie zgłaszały upadków, obserwowano w próbie z oczami zamkniętymi. U kobiet z osteoporozą stwierdzono je we wszystkich badanych parametrach amplitudowych COP i to zarówno w płaszczyźnie strzałkowej, jak i czołowej (ryc. 28–32). U kobiet z osteopenią natomiast tylko w płaszczyźnie strzałkowej i tylko w średniej prędkości i w zmienności wychwiał (ryc. 28 b, 30 a).

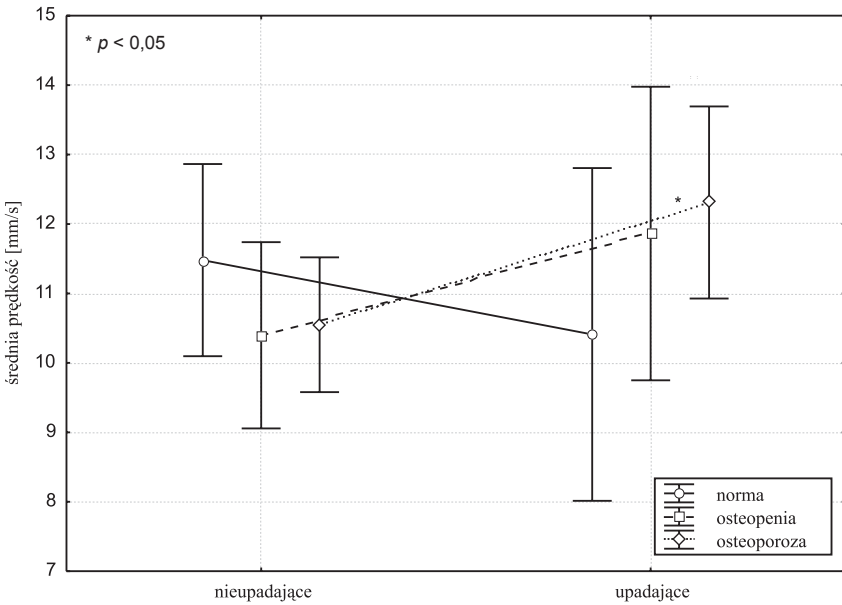
W badaniu z oczami otwartymi wartości prędkości wychwiał w płaszczyźnie strzałkowej we wszystkich grupach kształtowały się u osób upadających na tym samym poziomie, jednak największe różnice obserwowano w grupie kobiet z osteopenią (ryc. 28 a). Zmiany istotne w średnim promieniu obserwowano tylko w grupie kobiet z osteoporozą (ryc. 32).

Żadnych zmian w miarach amplitudowych wychwiał ciała nie stwierdzono w grupie kobiet z prawidłową masą kostną. Średnia wartość zmienności i zakresu wychwiał w płaszczyźnie strzałkowej w czasie badania z oczami zamkniętymi

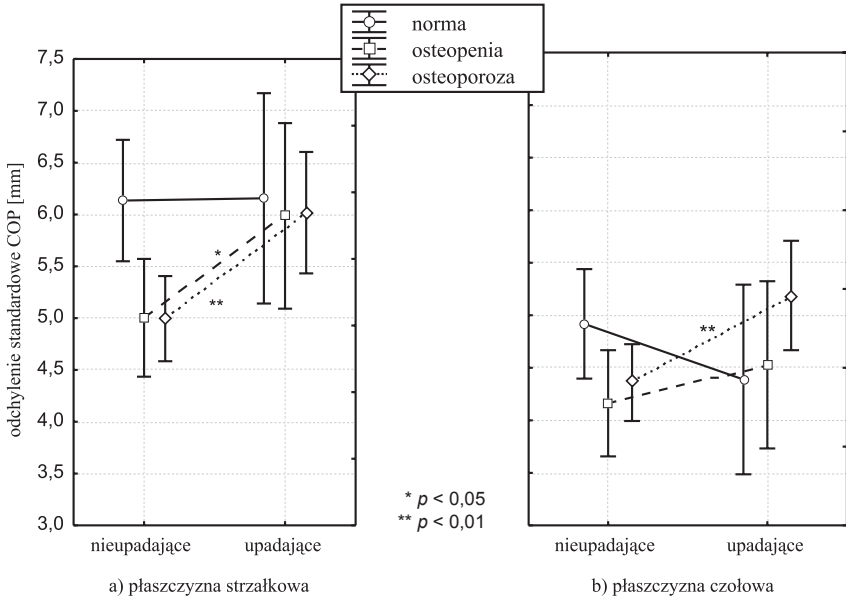




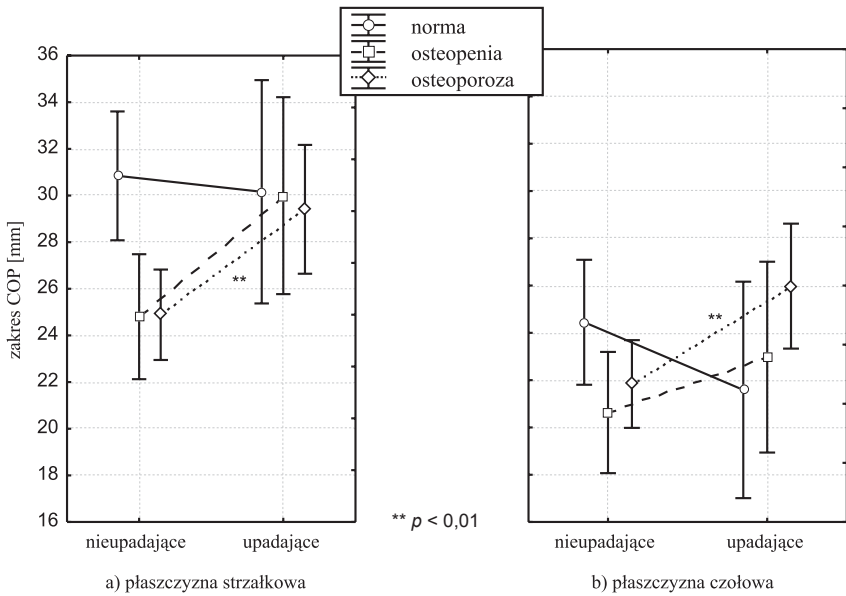
RYCINA 28. Porównanie średniej prędkości COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach



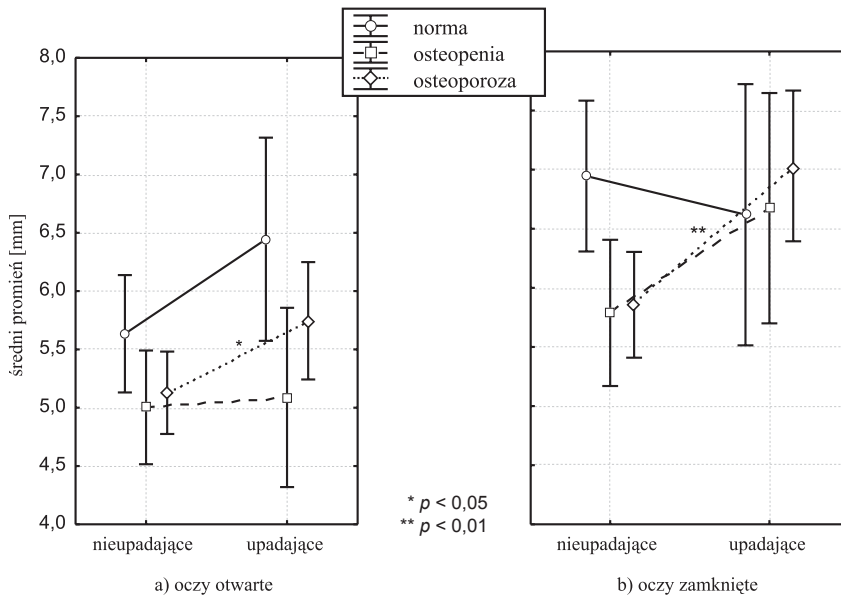
RYCINA 29. Porównanie średniej prędkości COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach zamkniętych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach



RYCINA 30. Porównanie odchylenia standardowego COP w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej przy oczach zamkniętych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach



RYCINA 31. Porównanie wartości zakresu COP w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej przy oczach zamkniętych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach



RYCINA 32. Porównanie wartości średniego promienia COP w przy oczach otwartych i zamkniętych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach

kształtowała się w tej grupie kobiet na tym samym poziomie, niezależnie czy osoby te zgłaszały upadki, czy też nie (ryc. 30 a, 31 a).

Dzięki podobnej analizie parametrów lepko-sprężystych wskazano także różnice w mechanizmach kontroli stabilności postawy ciała u kobiet, które doświadczyły incydentu upadku.

Zmiany istotne zaobserwowano w lepkości i tłumieniu posturalnym (tab. 26). Wystąpiły one jednak tylko w płaszczyźnie czołowej i powiązane były z wielkością utraty masy kostnej. Kobiety, u których w ciągu roku poprzedzającego badanie wydarzył się przynajmniej jeden upadek, charakteryzowały się w stanie swobodnym większą wartością tłumienia i lepkości posturalnej (ryc. 33, 34).

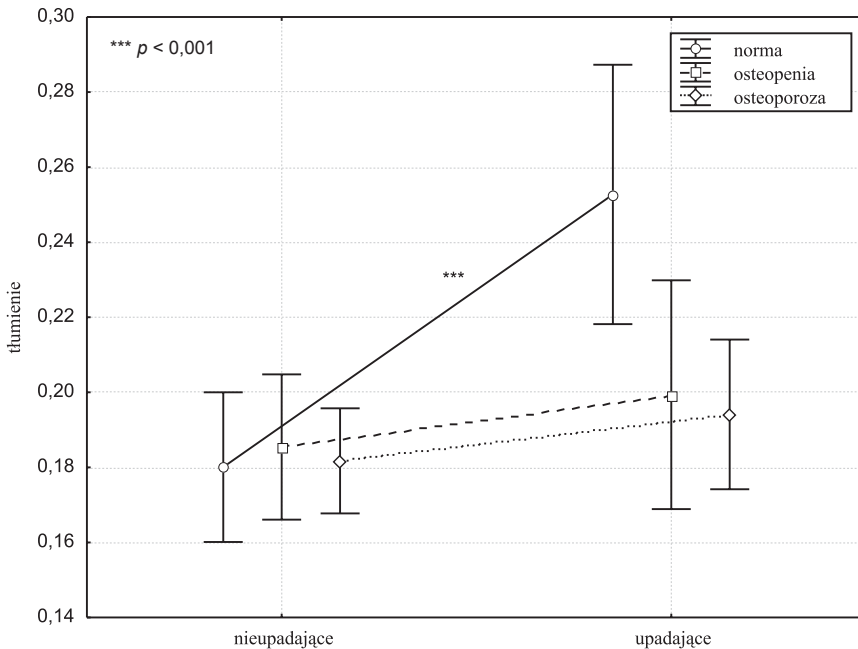
Szczegółowe porównania analizujące różnice między upadającymi i nieupadającymi oddzielnie w poszczególnych grupach kobiet pozwoliły na stwierdzenie, że zmiany istotne w parametrach lepko-sprężystych wystąpiły w tłumieniu posturalnym i tylko w grupie kobiet z prawidłową masą kostną (ryc. 33). Średnia wartość tłumienia posturalnego w płaszczyźnie czołowej w badaniu z oczami otwartymi była u osób zdrowych znacząco wyższa i to niezależnie od tego, czy kobiety z osteopenią i osteoporozą doznały upadku, czy też nie.

Żadnych różnic między upadającymi i nieupadającymi nie stwierdzono w częstotliwości sygnału korekcyjnego i sztywności posturalnej.

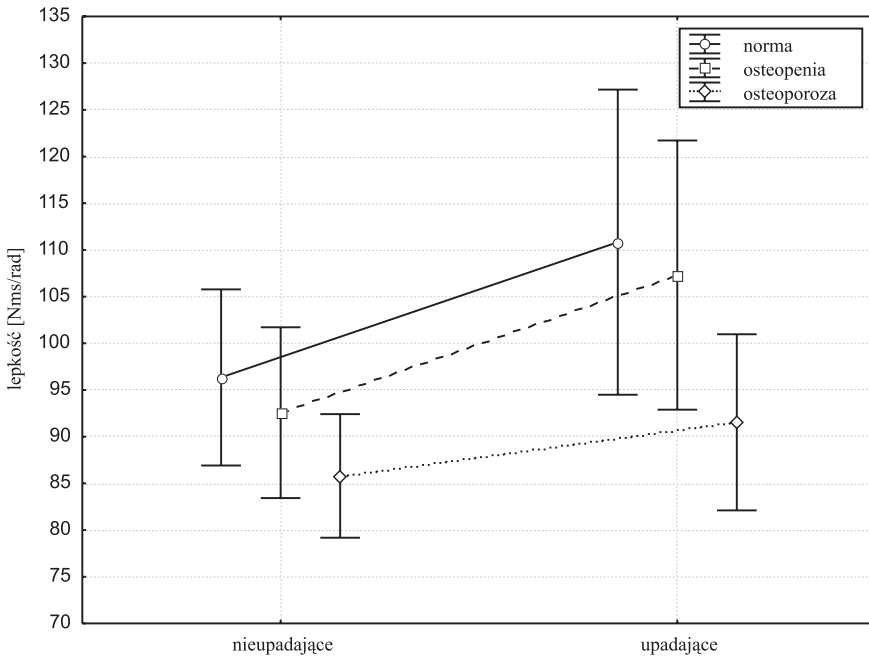
TABELA 26. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji obrazujące zróżnicowanie średnich wartości parametrów lepko-sprężystych u badanych kobiet w zależności od występowania lub nie incydentów upadków oraz gęstości mineralnej kości (BMD)

Parametr	Źródło zmienności	Płaszczyzna strzałkowa				Płaszczyzna czołowa			
		oczy otwarte		oczy zamknięte		oczy otwarte		oczy zamknięte	
		F	p	F	p	F	p	F	p
Częstotliwość [Hz]	A: upadki	0,07	0,791	0,02	0,873	0,4	0,840	0,01	0,975
	B: BMD	0,01	0,992	0,19	0,824	1,81	0,165	0,72	0,486
Szttywność [Nm/rad]	A: upadki	0,04	0,840	1,05	0,306	1,19	0,274	0,03	0,872
	B: BMD	2,09	0,124	1,89	0,138	1,88	0,153	2,07	0,127
Lepkość [Nms/rad]	A: upadki	1,94	0,167	0,86	0,354	6,06	0,014*	1,21	0,272
	B: BMD	6,56	0,001***	1,55	0,213	4,56	0,011*	3,39	0,044*
Tłumienie	A: upadki	0,39	0,530	0,10	0,363	10,86	0,001***	0,27	0,601
	B: BMD	1,15	0,310	0,87	0,416	2,91	0,055	1,35	0,261

\*  $p < 0,05$ ; \*\*\*  $p < 0,001$ ; interakcje A×B są statystycznie nieistotne



RYCINA 33. Porównanie wartości tłumienia posturalnego w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach



RYCINA 34. Porównanie wartości lepkości posturalnej w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach

### Podsumowanie

Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, że kobiety, u których zdarzają się upadki, charakteryzują się większymi wychwianiami ciała podczas utrzymywania równowagi z oczami zamkniętymi, a także większą prędkością tych wychwian niezależnie od warunków badania. Różnice te obserwuje się przede wszystkim w płaszczyźnie strzałkowej i głównie u kobiet z obniżoną masą kostną.

Istotnie większa prędkość wychwian w płaszczyźnie strzałkowej, świadcząca o wzroście aktywności mięśni zginających i prostujących, sugeruje, że przyczyną upadków może być upośledzenie przednio-tylnej stabilizacji postawy ciała w pozycji stojącej. Wzrost wartości tego parametru wydaje się najbardziej progностyczną miarą w przewidywaniu upadków, szczególnie u osób z masą kostną poniżej normy.

Wyniki parametrów lepko-sprężystych wskazują, że osoby ze skłonnością do upadków charakteryzują się prawdopodobnie większą aktywnością mięśni odpowiedzialnych za boczną stabilizację postawy oraz większym tłumieniem wychwian w tej płaszczyźnie. Zmiany obserwuje się przede wszystkim u kobiet

z prawidłową lub nieznacznie obniżoną masą kostną. Wskazują one na gorsze monitorowanie położenia środka ciężkości ciała. Wysokie wartości tłumienia, wykazane tylko u osób upadających i z prawidłowym wskaźnikiem BMD, mogą sugerować, że może być ono wartościowym parametrem diagnozującym ryzyko.

#### 4.6.2. Zależności między występowaniem upadków a ukształtowaniem krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa i wielkością utraty masy kostnej

Na podstawie analizy zależności między ukształtowaniem krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a występowaniem upadków stwierdzono, że częstość upadków może być uwarunkowana zmianami w postawie ciała zależnymi od masy kostnej. Świadczą o tym różnice w parametrach kifozy piersiowej i lordozy lędźwiowej (tab. 27).

Kobiety, które w roku poprzedzającym badania doświadczyły upadku, charakteryzowały się nieco większą kifozą piersiową niż osoby nieupadające (ryc. 35–40). Największe statystycznie istotne różnice obserwowano we wskaźniku kifozy piersiowej.

Dzięki opracowaniu różnic między osobami upadającymi i nieupadającymi, przeprowadzonemu oddzielnie w każdej z grup wyodrębnionych ze względu na stopień ubytku masy kostnej, ujawniono, że upadki częściej występują u osób ze zwiększonym kątem pochylenia tułowia oraz nachyleniem górnego odcinka piersiowego kręgosłupa. Zależność ta dotyczyła przede wszystkim kobiet z osteoporozą (ryc. 35, 37).

Podobna analiza przeprowadzona dla miar lordozy lędźwiowej wskazała, że częstość upadków ma związek z ukształtowaniem dolnego odcinka kręgosłupa. Osoby upadające charakteryzowały się mniejszą lordozą lędźwiową, przy czym różnice istotne statystycznie obserwowano tylko w jej głębokości (GLL). Z danych przedstawionych na rycinie 41 wynika, że na upadki bardziej narażone są te kobiety, u których spłyconie krzywizny lędźwiowej kręgosłupa współwystępuje z niską masą kostną. Nie stwierdzono, by zmiany w pozostałych parametrach lordozy lędźwiowej wywierały wpływ na częstość upadków kobiet z obniżoną masą kostną. Świadczy o tym brak statystycznie istotnych różnic między osobami zgłaszającymi upadki i ich niezgłaszającymi (ryc. 36, 42).

### Podsumowanie

Wyniki tej analizy wskazują, że prawdopodobieństwo wystąpienia upadku jest większe u kobiet z pogłębioną kifożą piersiową i spłyconą lordozą lędźwiową. Dotyczy to zarówno osób z osteoporozą, osteopenią, jak i prawidłową gęstością kości. Wśród kobiet z osteoporozą bardziej narażone na upadki są te, u których pogłębiona kifoza i spłaszczona lordoza współwystępują z nadmiernym pochyleniem tułowia ku przodowi.

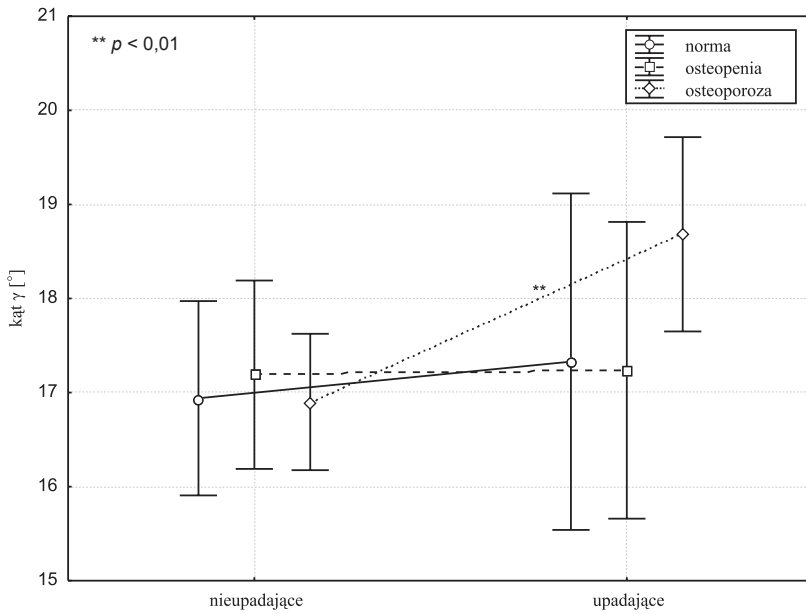
TABELA 27. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji obrazujące zróżnicowanie średnich wartości parametrów krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa u badanych kobiet w zależności od występowania lub nie incydentów upadków oraz poziomu gęstości mineralnej kości (BMD)

Parametr	Źródło zmienności	Test F	<i>p</i>
Kąt $\gamma$ [°]	A: upadki	2,04	0,154
	B: BMD	0,84	0,434
Kąt $\beta$ [°]	A: upadki	3,07	0,080
	B: BMD	0,67	0,513
Kąt $\alpha$ [°]	A: upadki	0,00	1,00
	B: BMD	1,92	0,147
KKP [°]	A: upadki	0,01	0,913
	B: BMD	0,05	0,945
KLL [°]	A: upadki	1,49	0,222
	B: BMD	1,27	0,283
KPT [°]	A: upadki	3,22	0,074
	B: BMD	4,58	0,010**
GKP [mm]	A: upadki	2,69	0,101
	B: BMD	0,55	0,576
GLL [mm]	A: upadki	4,21	0,040*
	B: BMD	4,95	0,007**
RKP [mm]	A: upadki	0,03	0,872
	B: BMD	1,23	0,293
RLL [mm]	A: upadki	2,22	0,137
	B: BMD	0,62	0,540
WKP	A: upadki	3,78	0,052
	B: BMD	0,12	0,886
WLL	A: upadki	2,70	0,101
	B: BMD	4,62	0,010**
MI	A: upadki	1,72	0,190
	B: BMD	0,07	0,929

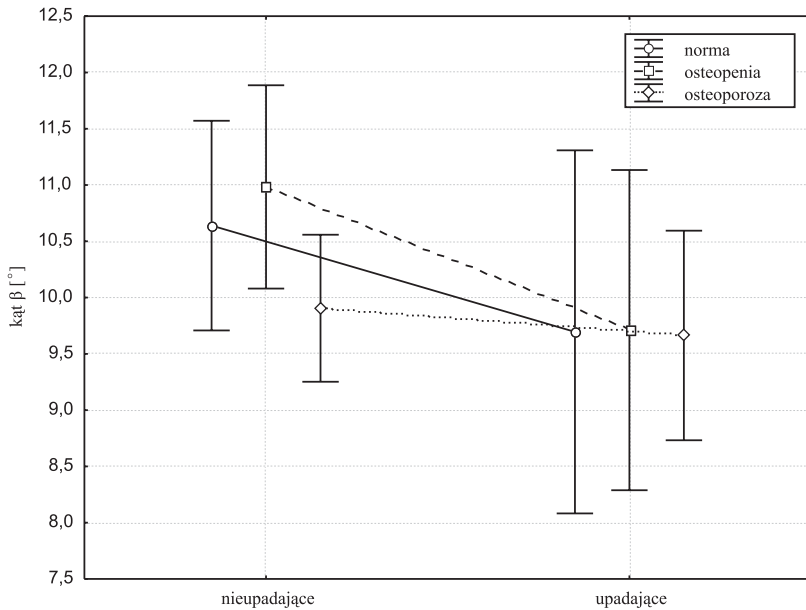
\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; interakcje A×B są statystycznie istotne

#### 4.6.3. Zależności między występowaniem upadków a ruchomością w stawach kończyn dolnych i stopniem utraty masy kostnej

Ocena zmian w zakresach ruchu w zależności od częstości upadków i gęstości kości wskazała, że częstość upadków jest uwarunkowana wielkością zakresu ruchu w stawach kończyn dolnych. Kobiety, którym zdarzają się upadki, cha-

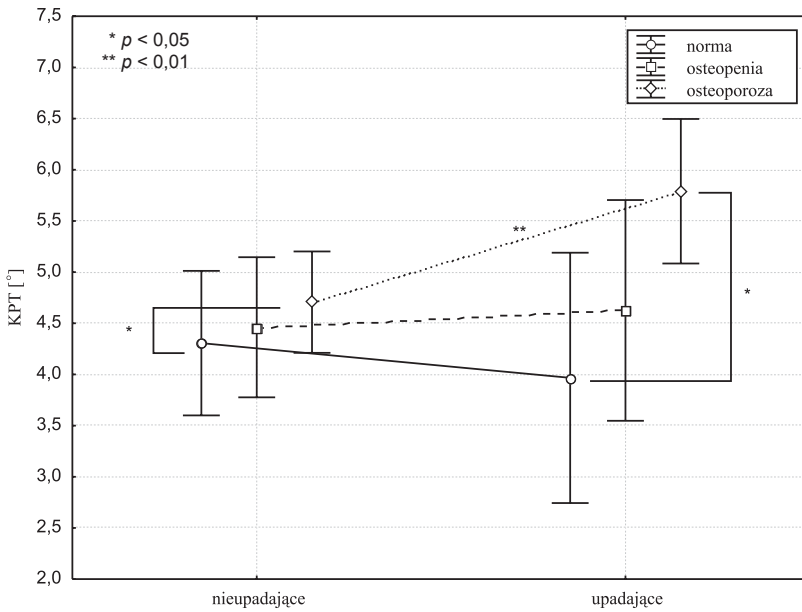


RYCINA 35. Porównanie wartości kąta nachylenia odcinka piersiowego górnego kręgosłupa ( $\gamma$ ) u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach

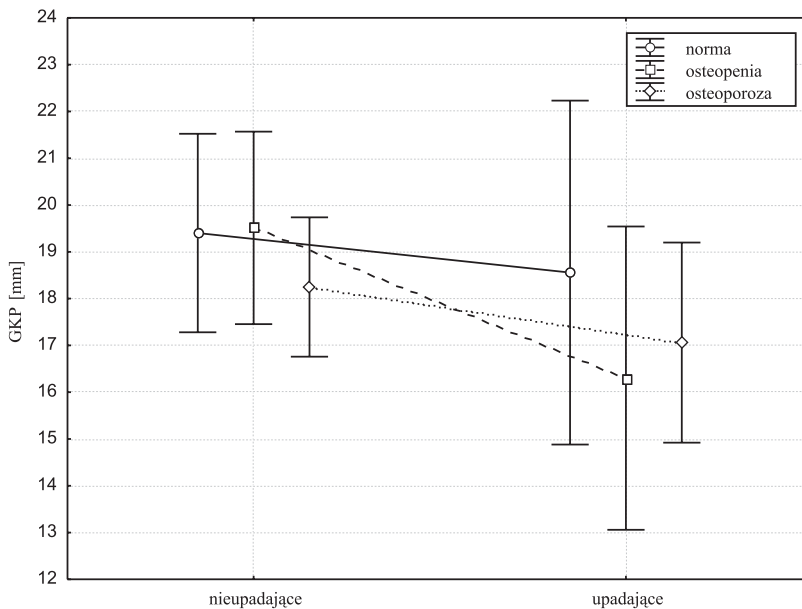


RYCINA 36. Porównanie wartości kąta nachylenia odcinka piersiowo-lędźwiowego kręgosłupa ( $\beta$ ) u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach

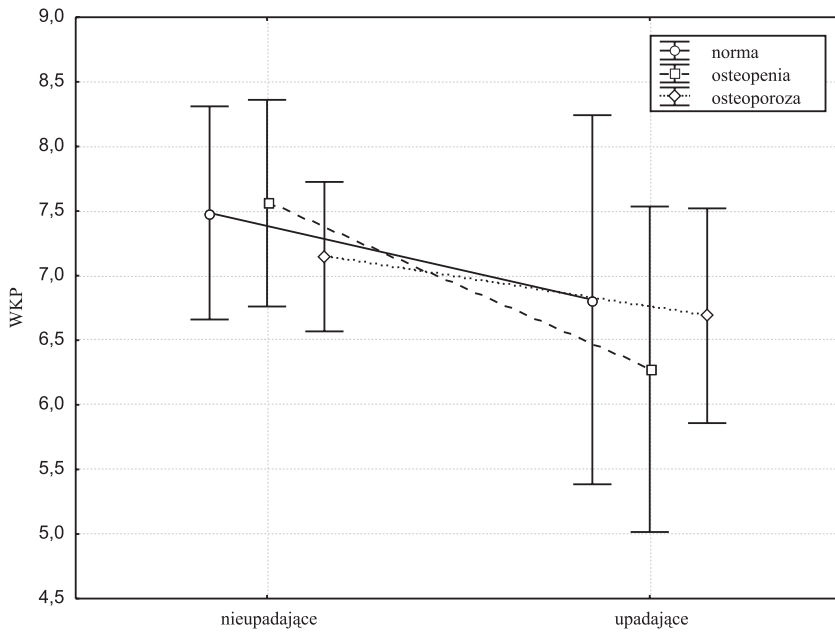




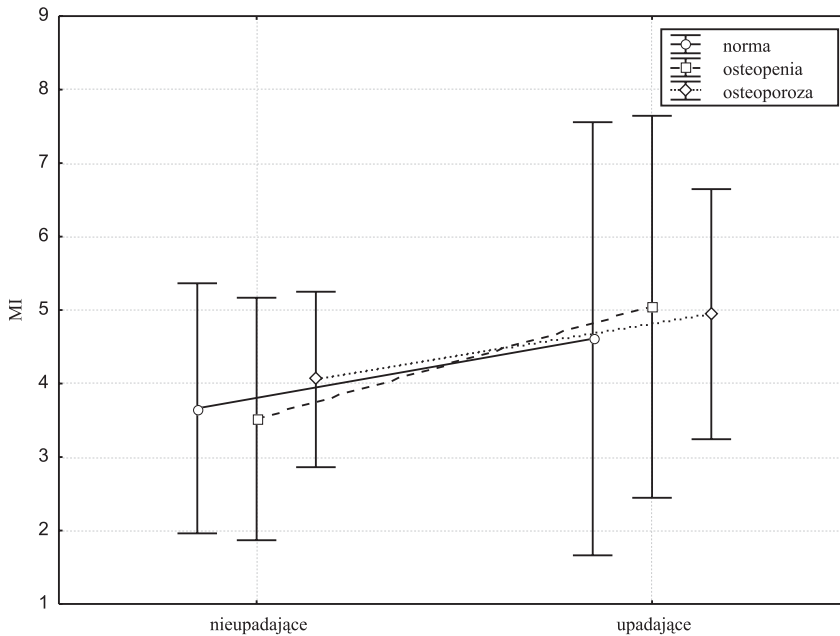
RYCINA 37. Porównanie wartości kąta pochylenia tułowia (KPT) u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach



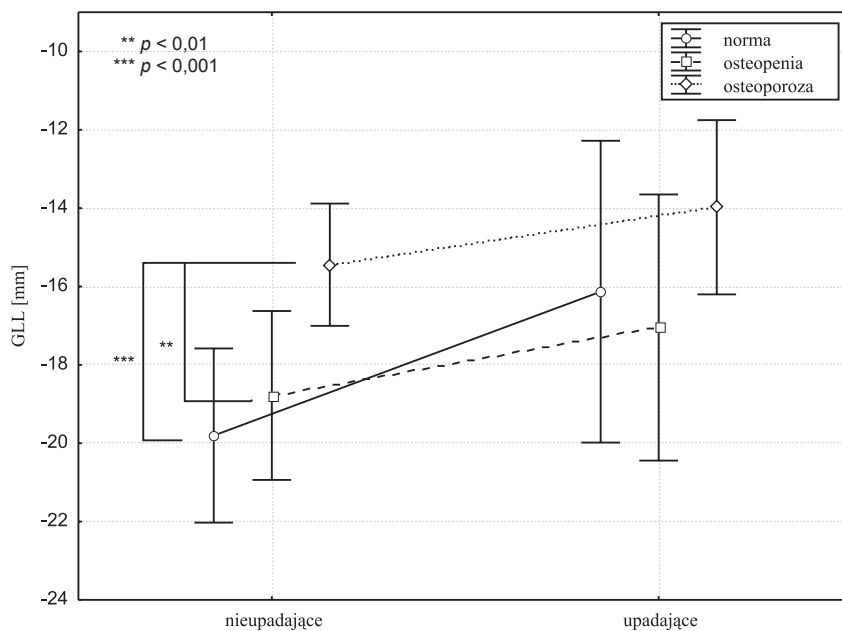
RYCINA 38. Porównanie głębokości kifozy piersiowej (GKP) u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach



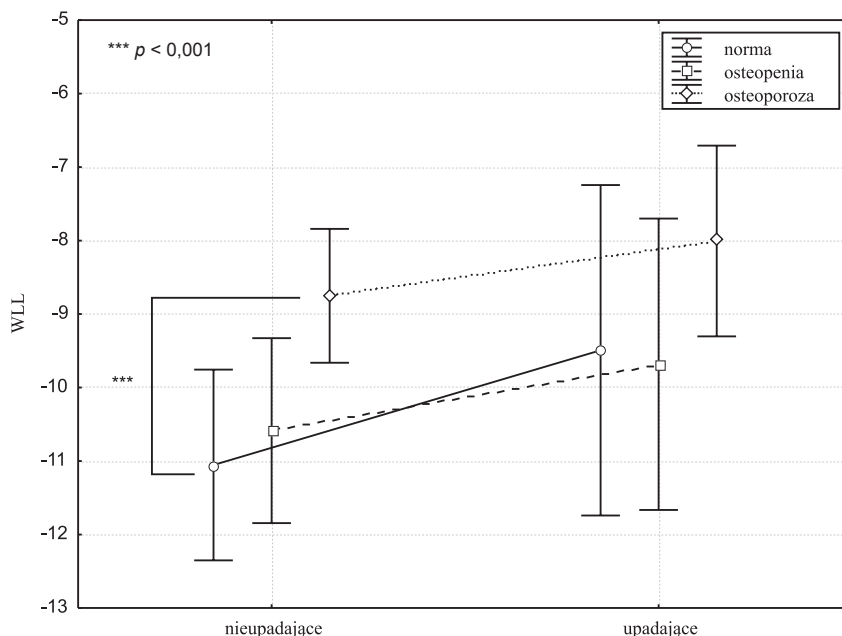
RYCINA 39. Porównanie wartości wskaźnika kifozy piersiowej (WKP) u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach



RYCINA 40. Porównanie wartości wskaźnika kompensacji (MI) u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach



RYCINA 41. Porównanie głębokości lordozy lędźwiowej (GLL) u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach



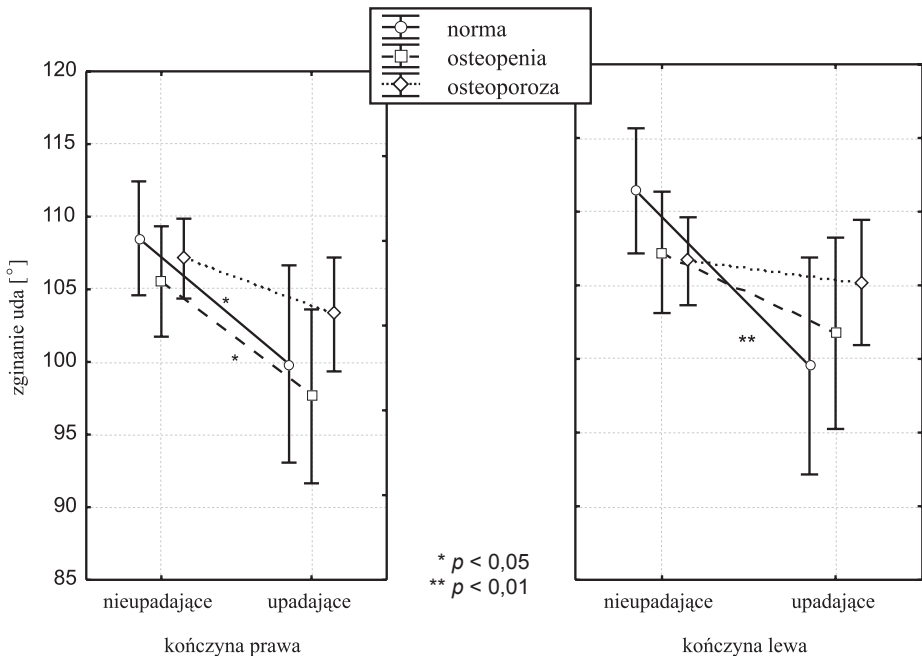
RYCINA 42. Porównanie wartości wskaźnika lordozy lędźwiowej (WLL) u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach

rakteryzują się gorszą ruchomością we wszystkich stawach kończyn dolnych i to bez względu na stan masy kostnej. Statystycznie wysoce istotny wpływ wywierają zakresy ruchów zginania i odwodzenia uda, a istotny prostowania uda, zginania podudzia. Wpływ pozostałych zakresów ruchu jest bardzo zróżnicowany i statystycznie nieistotny (tab. 28, ryc. 43–47).

Ze szczegółowej analizy przeprowadzonej oddzielnie w każdej z wyodrębnionych grup wynika, że na występowanie upadków u kobiet z masą kostną w normie największy wpływ wywiera zakres ruchu zginania uda (ryc. 43), u kobiet z osteopenią – zakres ruchu zginania i odwodzenia uda, a z osteoporozą – zakres ruchu prostowania, odwodzenia i przywodzenia uda (ryc. 43–46).

### Podsumowanie

Wyniki te pozwalają sądzić, że na występowanie upadków ma wpływ ograniczenie ruchomości w stawach kończyn dolnych. W grupie kobiet z obniżoną masą kostną najbardziej podatne są osoby ze zmniejszonym zakresem ruchu odwodzenia, zginania i prostowania uda w stawie biodrowym.

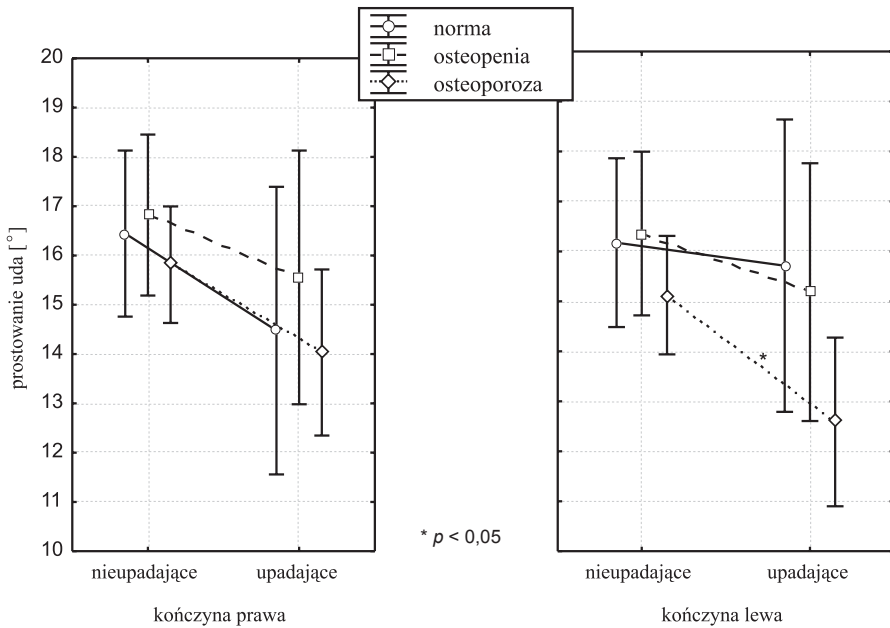


RYCINA 43. Porównanie zakresów ruchu zginania uda w stawie biodrowym u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach

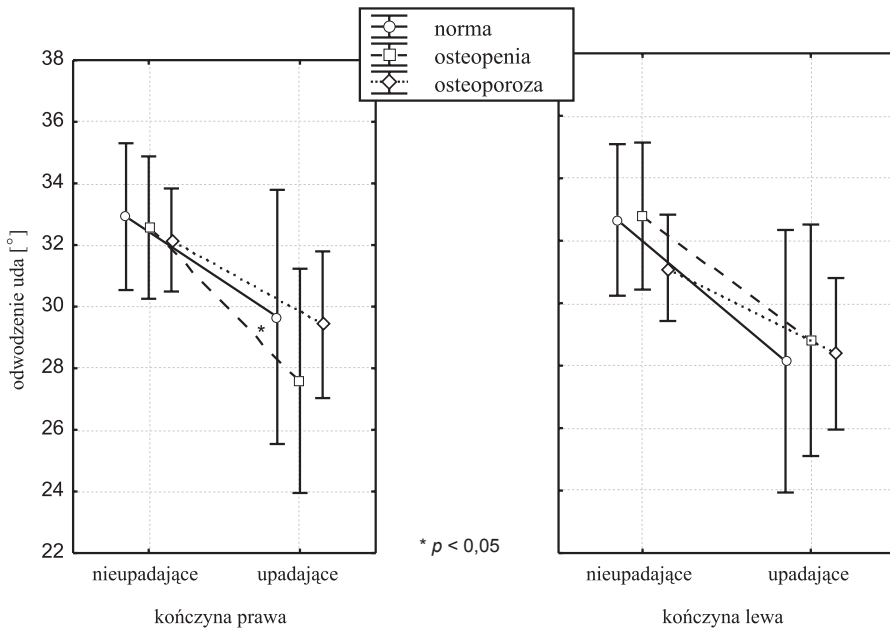
TABELA 28. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji obrazujące zróżnicowanie średnich wartości zakresów ruchu w stawach kończyn dolnych u badanych kobiet w zależności od występowania lub nie incydentów upadków oraz poziomu gęstości mineralnej kości (BMD)

Parametr	Źródło zmienności	Kończyna	F	<i>p</i>
Zginanie uda	A: upadki	P	11,95	0,0006***
		L	8,66	0,003**
	B: BMD	P	1,38	0,254
		L	0,18	0,834
Prostowanie uda	A: upadki	P	3,91	0,049*
		L	2,69	0,101
	B: BMD	P	3,91	0,049*
		L	2,69	0,101
Odwodzenie uda	A: upadki	P	9,37	0,002*
		L	9,49	0,002*
	B: BMD	P	0,29	0,751
		L	0,33	0,720
Przywodzenie uda	A: upadki	P	2,53	0,113
		L	1,73	0,190
	B: BMD	P	0,39	0,678
		L	0,01	0,986
Rotacja zewnętrzna uda	A: upadki	P	1,42	0,233
		L	0,05	0,829
	B: BMD	P	0,02	0,981
		L	2,11	0,122
Rotacja wewnętrzna uda	A: upadki	P	2,58	0,109
		L	1,28	0,259
	B: BMD	P	0,75	0,473
		L	1,90	0,151
Zginanie podudzia	A: upadki	P	4,79	0,029*
		L	6,47	0,011*
	B: BMD	P	0,66	0,518
		L	0,08	0,920
Zginanie stopy	A: upadki	P	0,97	0,380
		L	1,70	0,184
	B: BMD	P	0,36	0,701
		L	0,23	0,795
Prostowanie stopy	A: upadki	P	0,75	0,478
		L	2,16	0,116
	B: BMD	P	0,38	0,685
		L	0,55	0,576

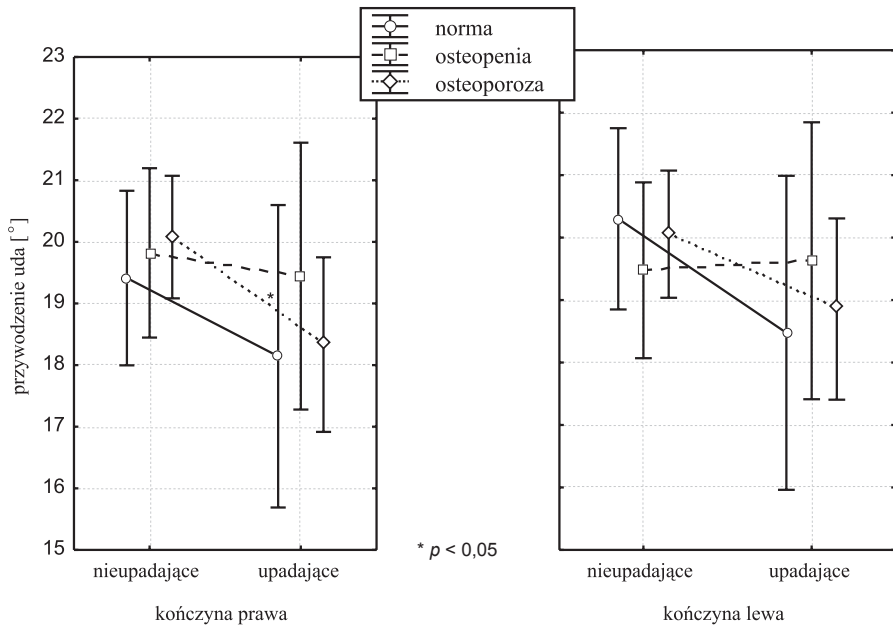
\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$ ; interakcje A×B są statystycznie nieistotne



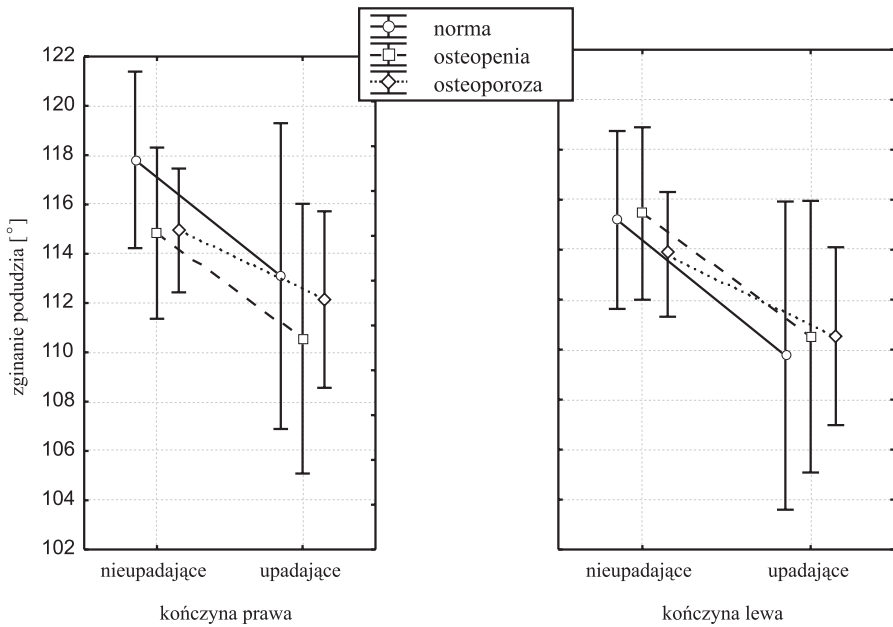
RYCINA 44. Porównanie zakresów ruchu prostowania uda w stawie biodrowym u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach



RYCINA 45. Porównanie zakresów ruchu odwodzenia uda w stawie biodrowym u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach



RYCINA 46. Porównanie zakresów ruchu przywodzenia uda w stawie biodrowym u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach



RYCINA 47. Porównanie zakresów ruchu zginania podudzia w stawie kolanowym u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach

# 5

---

## Dyskusja

Celem pracy było lepsze poznanie i zrozumienie zmian zachodzących w narządzie ruchu, a szczególnie w mechanizmach kontroli postawy ciała kobiet po 40. roku życia. Na problem utrzymywania równowagi w pozycji stojącej postanowiono spojrzeć pod kątem procesów inwolucyjnych zachodzących w układzie kostnym. Założono, że konsekwencją zmniejszania się masy kostnej szkieletu osiowego są deformacje trzonów kręgowych prowadzące do zmian w ukształtowaniu kręgosłupa, zniekształcenia sylwetki i ograniczenia mobilności kończyn dolnych. Czynniki te mogą osłabiać stabilność postawy i zwiększać ryzyko wystąpienia upadków. Ocena procesu utrzymywania równowagi w pozycji stojącej u kobiet z różnym stopniem zaawansowania utraty masy kostnej nie była do tej pory szerzej analizowana.

Utrata równowagi i następujący w jej wyniku upadek są główną przyczyną urazów narządu ruchu w starszym wieku. Fizyczne i psychologiczne konsekwencje tych zdarzeń wpływają na jakość i długość życia oraz pociągają za sobą poważne skutki natury ekonomicznej i społecznej (Tinetti i wsp. 1988; Cummings i wsp. 1990; Teno i wsp. 1990; Ashley i wsp. 1977; Tinetti i Williams 1998; Gass i Dawson-Hughes 2006). Sam lęk przed upadkiem może prowadzić do ograniczenia aktywności ruchowej, osłabienia funkcji fizycznych, depresji i izolacji społecznej (Scheiber i Torregrosa 1998; Rigler 1999; Żak 2000; Skalska i wsp. 2003; Żak i wsp. 2004; Biercewicz i Kędziora-Kornatowska 2005).

Wielu autorów starało się określić czynniki ryzyka upadków oraz opracować strategię zapobiegania im. Za priorytetowe uznano szczególnie badania nad oceną zagrożenia nimi u osób z osteoporozą. Dostrzeżono bowiem, że ograniczenia liczby złamań i związanej z tym śmiertelności wśród starszych osób nie można osiągnąć, stosując wyłącznie leczenie farmakologiczne.

W aktualnym podejściu do leczenia i profilaktyki chorób kości na pierwszym miejscu stawia się zmianę stylu życia. Podstawą tej działalności jest przede wszystkim zmiana diety, zwiększenie aktywności ruchowej i prewencja upadków.



Zagrozenie złamaniami zwiększa się w miarę narastania klinicznych szkieletowych i pozaszkieletowych czynników ryzyka zależnych i niezależnych od BMD. Przeprowadzone badania własne potwierdziły zależność między gęstością mineralną kości a wiekiem i analizowanymi cechami somatycznymi (masa, wysokość ciała, BMI). Kobiety z osteoporozą były starsze, charakteryzowały się mniejszą wysokością i masą ciała oraz wskaźnikiem BMI. Zaobserwowano u nich także przyspieszenie wraz z wiekiem tempa zmniejszania wysokości ciała. Zależność między BMD a stopniem utraty wzrostu potwierdzono w wielu pracach (Nguyen i wsp. 1993; Ensrud i wsp. 1997; Borowy i wsp. 2003; Sambrook i wsp. 2007). Na szybszy przebieg tego zjawiska u kobiet niż u mężczyzn oraz na jego związek ze zmianami osteoporotycznymi zwraca uwagę wielu autorów (Kriesel 1989; Ismail i wsp. 1995; Chabros i wsp. 1998). Podkreśla się jednak, że przyczyn spadku wysokości ciała u kobiet z osteoporozą należy doszukiwać się także w utracie sprężystości krążków międzykręgowych oraz w zmianach ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa spowodowanych osłabieniem siły mięśniowej (Sinaki i Mikkelsen 1984; Twomey i Taylor 1985; Shao i wsp. 2002). Na tempo obniżania wysokości ciała z wiekiem, poza zmianami inwolucyjnymi w biernym układzie ruchu, może mieć również wpływ zjawisko trendu sekularnego obrazujące poprawę jakości życia kolejnych pokoleń (Kriesel 1989; Ignasiak i Sławińska 1993; de Groot i wsp. 1996).

W badaniach własnych nie zaobserwowano, aby zmiany wysokości ciała z powodu obniżania się masy kostnej były następstwem wzrostu kifozy piersiowej. Stwierdzono natomiast, że obniżaniu wysokości ciała oraz spadkowi gęstości kości towarzyszy znaczące zmniejszenie się lordozy lędźwiowej. Podobne spostrzeżenia poczynił Bergenudd i wsp. (1989). W badaniach EVOS (European Vertebral Osteoporosis Study), w których jednocześnie analizowano stan morfologiczny trzonów kręgowych oraz wyniki pomiarów densytometrycznych (DEXA kręgosłupa), wskazano na zależności między rodzajem złamania a gęstością mineralną kości. Kręgi klinowate kompresyjnie spłaszczone z przodu wykazywały niezależność od BMD, natomiast kręgi dwuwklęsłe, złamane w swoich środkowych częściach towarzyszyły osteoporozie w stopniu statystycznie istotnym (O'Neill i wsp. 1996). Sugeruje to, że deformacje kręgow o charakterze sklinowacenia nie muszą być typowe dla osteoporozy i decydować o wielkości kifozy, a tym samym wysokości ciała.

Ważną cechą somatyczną człowieka, świadczącą o jego kondycji biologicznej, jest masa ciała. W badaniach własnych wykazano jej istotny związek z gęstością kości. Został on potwierdzony również w innych pracach (Dawson-Hughes i wsp. 1987; Nguyen i wsp. 1996; Beiseigel i wsp. 2000). Czynnikiem masy ciała odgrywa dużą rolę w prewencji złamań. Większa ilość tkanki tłuszczowej i mięśniowej jest równoznaczna z większym obciążaniem grawitacyjnym kośćca. Większe obciążenie kości w młodości prowadzi do osiągnięcia wyższej szczy-

towej masy kostnej, co w okresie pomenopauzalnym skutkuje opóźnieniem uzyskania progowej dla wystąpienia złamania masy kostnej (Jędrzejuk 1997). Wykazane niższe wartości wskaźnika masy ciała u kobiet z osteoporozą w badaniach własnych wskazują z jednej strony na większe zagrożenie złamaniami z powodu słabszej ochrony mięśniowej podczas upadku, a z drugiej na mniejszą bezwładność ciała i szybszą możliwość utraty równowagi w razie destabilizacji postawy. Na znaczenie tych czynników w zachowaniu stabilności postawy ciała zwracają uwagę Rigler (1999), Błaszczyk i wsp. (2000), Greve i wsp. (2007). W Rancho Bernardo Study (Kado i wsp. 2007 b), w których czteroletniej obserwacji poddano starsze osoby, stwierdzono, że upadki częściej zdarzały się kobietom z niskim BMI. Jednak wyższa masa ciała obserwowana w badaniach własnych u osób z prawidłową gęstością kości, mimo że jest czynnikiem korzystnym w oddziaływaniu na metabolizm kości, przy zewnętrznym zaburzeniu postawy może utrudniać powrót do równowagi. Wzrost współczynnika BMI wiąże się bowiem ze względnym zmniejszeniem siły mięśniowej (Kitagawa i Miyashita 1978; Blimkie i wsp. 1990), co w konsekwencji prowadzi do zmniejszenia mobilności i wzrostu zagrożenia upadkami (Sinaki i wsp. 2005).

Ryzyko złamań z powodu upadku wzrasta z wiekiem, jednak nie wszystkie starsze osoby są jednakowo na nie narażone (Vellas i wsp. 1997; Brauer i wsp. 2000). Najwyższe ryzyko dotyczy tych, u których upadki już wystąpiły (Sambrook i wsp. 2007) lub mają problemy z utrzymywaniem równowagi (Overstall i wsp. 1977; Tinetti i Speechley 1989; Rubenstein i wsp. 1998). Powodem upadków są także: zaburzenia koordynacji nerwowo-mięśniowej, obniżona siła mięśniowa, osłabiona percepcja otoczenia czy roztargnienie (Dworak i wsp. 1999; Kabsch 2000; Osiński 2002).

Dane uzyskane z wywiadu ukierunkowanego na identyfikację czynników ryzyka upadków nie wykazały znaczących różnic w częstości ich występowania w badanych grupach kobiet. Stwierdzono jednak, że odsetek osób zgłaszających zaburzenia równowagi, incydenty upadków oraz siedzący tryb życia był wyraźnie większy wśród osób z osteoporozą niż prawidłowym BMD. Można więc przyjąć, że kondycja fizyczna kobiet z osteoporozą jest gorsza, a przez to większe jest zagrożenie złamaniem w razie wystąpienia upadku. Identyfikacja wyżej wymienionych czynników u starszych kobiet z niską masą kostną jest istotnym krokiem w obniżeniu ryzyka poważnych urazów (Nguyen i wsp. 1993; Lee i wsp. 2002; Liu-Ambrose i wsp. 2003; Tinetti 2003; Lewczuk i Białoszewski 2006).

Głównym celem podjętej pracy było zbadanie, czy u osób chorujących na osteoporozę występują zmiany w wielkości wychwiał postawy ciała podczas utrzymywania równowagi w swobodnej pozycji stojącej. Postanowiono również przeanalizować, czy wielkość wychwiania ciała zależy od ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa i ruchomości stawów kończyn dolnych oraz jaki jest ich związek ze zgłaszanymi upadkami.

Najpowszechniejszą metodą uzyskiwania danych na temat chwiejności postawy jest rejestracja przemieszczeń środka nacisku stóp na podłoże (COP). Wykrycie niestabilności posturalnej na podstawie samych tylko wychwiał może być jednak trudne, albowiem objawy zaburzeń posturalnych są zazwyczaj niespecyficzne. Pogorszeniu kontroli posturalnej towarzyszy najczęściej zwiększony zakres mimowolnych przemieszczeń środka ciężkości ciała, nie zawsze jednak zwiększony zakres wychwiał musi świadczyć o upośledzeniu równowagi (Golema 1987; Kuczyński 2001 a; Nagy i wsp. 2007). Wyniki niektórych badań wskazują, że pacjenci w ramach tej samej patologii mogą mieć różne zaburzenia równowagi, a ci z różnymi chorobami mogą wykazywać podobne objawy posturalne (Kuczyński 1999). Dlatego w kompleksowej ocenie stabilności w pozycji stojącej, oprócz analizy przemieszczeń środka ciężkości ciała, konieczne jest zwrócenie uwagi na takie elementy, jak: precyzja utrzymania pionu, stabilność położenia głowy, tułowia czy kończyn dolnych (Błaszczuk 2004). Ważnym elementem diagnostyki jest również ocena organizacji sensorycznej. Porównywanie procesu utrzymywania równowagi ciała w pozycji stojącej w warunkach pełnej kontroli wzroku i po wyłączeniu kontroli wzrokowej dostarcza cennych informacji o stopniu upośledzenia pozostałych zmysłów, a także roli narządu wzroku w regulacji równowagi ciała (Dornan i wsp. 1978; Simoneau i wsp. 1995).

Wyniki wcześniejszych badań własnych wskazały, że choroby układu kostno-stawowego prowadzą do zmian w postawie ciała (Ostrowska 2006), ograniczenia ruchomości kręgosłupa (Ostrowska i Barczyk 2005), pogorszenia utrzymywania równowagi w pozycji stojącej (Ostrowska 2003; Ostrowska i wsp. 2008) oraz wzrostu prawdopodobieństwa wystąpienia upadków (Kuczyński i Ostrowska 2006; Ostrowska i wsp. 2006). Podobne spostrzeżenia dotyczące stabilności pozycji stojącej poczynili również inni autorzy (Hinman i wsp. 2002; Gienza i wsp. 2002, 2007). Część badaczy uważa, że osteoporoza jest tym schorzeniem, które przyczynia się do zmian w równowadze ciała i zwiększenia ryzyka upadków (Lynn i wsp. 1997; Sinaki 2004; Kado i wsp. 2007 b).

Odnosząc wyniki badań własnych do obserwacji poczynionych przez innych autorów, można stwierdzić, że tylko w części pokrywają się one z prezentowanymi poglądami.

Przeprowadzone badania wykazały występowanie różnic w utrzymywaniu równowagi ciała w pozycji stojącej między kobietami z osteoporozą, osteopenią i prawidłową masą kostną. Kobiety z obniżoną masą kostną charakteryzują się mniejszymi wychwianiami ciała w płaszczyźnie strzałkowej, i to zarówno podczas stania z oczami otwartymi, jak i zamkniętymi, oraz mniejszą prędkością wychwiał przy oczach zamkniętych. Wielkość wychwiał ciała u kobiet z osteoporozą i osteopenią jest podobna w obu badanych grupach wiekowych. Natomiast średnia prędkość wychwiał rośnie stopniowo z wiekiem u wszystkich kobiet, przy czym najbardziej u kobiet z osteoporozą.

Wyniki badań własnych pokrywają się z obserwacjami Morasso i wsp. (1999), którzy również wskazali na mniejsze i wolniejsze wychwiania ciała w płaszczyźnie strzałkowej u kobiet z obniżoną masą kostną. Ich wyniki są też zgodne z wynikami uzyskanymi przez autorkę w kwestii różnic w amplitudzie wychwiania ciała między badanymi grupami kobiet. Większe różnice w obu badaniach zaobserwowano między kobietami z prawidłową masą kostną i osteopenią, a tylko nieznaczne między kobietami z osteopenią i osteoporozą.

Podobne wyniki w płaszczyźnie strzałkowej uzyskali Sinaki i wsp. (2005). Autorzy ci porównywali stabilność ciała osób z osteoporozą i pogłębioną kifozą ze stabilnością osób z grupy kontrolnej bez osteoporozy i pogłębionej kifozy (kąąt Cobba  $< 50^\circ$ ). W grupie badawczej w płaszczyźnie strzałkowej zaobserwowali spadek przednio-tylnych przemieszczeń środka ciężkości ciała oraz ich prędkości, natomiast w czołowej wyraźny wzrost w stosunku do grupy z prawidłową gęstością kości. Na tej podstawie wysunęli wniosek, że zmiany osteoporozyczne prowadzą przede wszystkim do zaburzenia bocznej stabilności ciała, a ich główną przyczyną jest nadmierna kifoza piersiowa.

W badaniach własnych nie wykazano różnic w wychwianiu ciała w płaszczyźnie czołowej między kobietami z osteoporozą i prawidłową masą kostną. Jednak na możliwość pogarszania się bocznej stabilności ciała u kobiet z osteoporozą mogą wskazywać zmniejszające się wraz ze spadkiem masy kostnej różnice w wielkościach wychwiania w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Porównując wyniki własne z danymi podawanymi przez Wojciechowską-Maszkowską (2007) i Kuczyńskiego (2003), zauważono, że miary zmienności COP u kobiet z obniżoną gęstością kości w płaszczyźnie strzałkowej przyjmowały wartości podobne do wartości charakterystycznych dla ludzi młodych i zdrowych, w płaszczyźnie czołowej natomiast wyższe. Zmienność COP w płaszczyźnie czołowej osiągała także wyższe wartości niż u zdrowych starszych osób. Tworzy to z osób o obniżonej masie kostnej specyficzną grupę pacjentów, albowiem doniesienia innych autorów konsekwentnie wskazują na wyraźnie większe wychwiania ciała w płaszczyźnie strzałkowej (Jenkins i Cochran 1969; Kuczyński 2003). Można zatem podejrzewać, że zaobserwowane w badaniach własnych tendencje świadczą o pewnych deficytach w sposobie kontroli równowagi w płaszczyźnie czołowej kobiet z osteoporozą. Rozumowanie to jest zbieżne z wynikami wcześniejszych badań własnych oraz z doniesieniami innych autorów, którzy w zmniejszających się różnicach w wielkościach wychwiania między obiema płaszczyznami dopatrują się objawów pogarszania równowagi i skłonności do upadków (McIlroy i Maki 1996; Perrin i wsp. 1997; Williams i wsp. 1997; Rogers i wsp. 2001).

Na osłabienie kontroli bocznej stabilności i jej związek z występowaniem upadków u osób z osteoporozą mogą wskazywać również wyniki analiz porównawczych wychwiania ciała kobiet, u których wystąpiły lub nie incydenty upadków. Dyskusja nad tymi wynikami zostanie omówiona w dalszej części rozdziału.

Na trudności w stabilizacji postawy ciała w płaszczyźnie czołowej u osób z obniżoną gęstością kości wskazują wyniki analizy wpływu informacji wzrokowej na zakres i zmienność wychwiał ciała w tej płaszczyźnie. Zamknięcie oczu nie spowodowało znaczącego wzrostu wychwiał u kobiet z prawidłowym BMD. Zmysł ten okazał się jednak bardzo ważny dla utrzymania równowagi u osób z osteoporozą. Wyraźny wzrost wychwiał może świadczyć o deficytach w pozostałych układach sensorycznych, a przede wszystkim w propriocepcji, na co wskazują inni autorzy (Lord i Menz 2000). Do stwierdzonych różnic, poza konsekwencjami zmian osteoporotycznych, mógł przyczynić się także starszy wiek kobiet.

Studia poświęcone posturografii statycznej pokazują, że zmniejszenie zakresu i prędkości wychwiał w płaszczyźnie strzałkowej obserwuje się także w innych jednostkach chorobowych. Szczególnie niskie miary wychwiał występują u osób z chorobą Parkinsona (Horak i wsp. 1992), z deficytami poznawczymi (Chamela-Bilińska i wsp. 2005) czy dolegliwościami bólowymi dolnego odcinka kręgosłupa (Kuczyński i Paluch 1999). Spadek miar amplitudowych stwierdzono również u młodych zdrowych ludzi podczas eksperymentów oceniających wychwiania ciała w czasie stania na platformie stabilograficznej umieszczonej na pewnej wysokości (Querner i wsp. 2000). Wyniki te mogą sugerować, że osoby obawiające się upadku albo zdające sobie sprawę z jego konsekwencji uruchamiają taką strategię ruchową, która przed nim zabezpiecza. Badania Carpentera i wsp. (1999) oraz Makiego i wsp. (1991) pokazują, że lęk przed upadkiem towarzyszy starszym osobom podczas wykonywania podstawowych czynności życia codziennego. Być może redukcja wychwiał ciała w płaszczyźnie strzałkowej wykazana w badaniach własnych u osób z osteoporozą jest następstwem lęku przed upadkiem, który prowadzi do świadomej kontroli usytuowania segmentów swojego ciała podczas utrzymywania postawy stojącej, a przez to usztywnienia postawy. Usztywnienie takie może z kolei szybciej prowadzić do utraty równowagi w razie destabilizacji przez czynniki zewnętrzne.

Zgarbiona sylwetka może być czynnikiem zwiększającym ryzyko zaburzeń równowagi i upadków. Wielu autorów uważa, że taka postawa jest charakterystyczna dla osób z osteoporozą oraz że osoby te w większym stopniu są narażone na zaburzenia równowagi w razie destabilizacji postawy. Sugeruje się także, że skłonność do upadków u tych osób jest znacznie większa niż w porównywalnej pod względem wieku grupie kontrolnej (Lynn i wsp. 1997; Sinaki i wsp. 2005).

W badaniach własnych nie wykazano istotnego wpływu gęstości mineralnej kości na wielkość kifozy piersiowej. Zauważono jednak, że pewne tendencje do jej pogłębiania się wraz z demineralizacją kośćca pojawiają się dopiero w zaawansowanym wieku (Ostrowska 2003, 2006). Stwierdzono przy tym, że postawa kobiet z osteoporozą cechuje się istotnie większym pochyleniem tułowia do przodu i wyraźnie mniejszą lordozą lędźwiową niż postawa kobiet z prawidłową masą kostną. Nie zaobserwowano też, aby zmiany w ukształtowaniu krzy-

wizn kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej mogły decydować o wielkości posturalnych wychwiał ciała w pozycji stojącej. Ich udział wyjaśnia zaledwie do 4% zmienności wychwiał postawy u kobiet z osteoporozą oraz do 13% u kobiet z osteopenią. Największy wpływ na stabilność pozycji stojącej wywiera pochylenie tułowia ku przodowi oraz zmiany w ukształtowaniu lordozy lędźwiowej.

Pochylenie sylwetki ku przodowi wymusza przemieszczenie rzutu środka ciężkości ciała na płaszczyźnie podparcia, umieszczając go blisko przedniej granicy stabilności (Culham i wsp. 1994; Ettinger i wsp. 1994). Postawa ta jest charakterystyczna zarówno dla osób w starszym wieku, jak i dla tych, które obawiają się utraty równowagi, na przykład stojących na miękkim podłożu. Jej przyjęcie może być objawem kompensacji uruchamianej w celu skuteczniejszego odzyskiwania równowagi ciała (Lee i Deming 1987; Błaszczuk i wsp. 1994). Przy prawidłowej postawie, linia wektora ciężkości ciała przebiega z tyłu stawu biodrowego, nieznacznie przed stawem kolanowym i pada 2 cm przed kostkami przyśrodkowymi. Taki przebieg ogranicza wysiłek mięśni konieczny do utrzymania postawy wyprostowanej (Rudins i wsp. 1991). Każda zmiana rzutu środka ciężkości ciała wymaga zaangażowania dodatkowych mięśni do utrzymania pionowej pozycji kręgosłupa, a gdy brak jest wsparcia mięśni dodatkowych, mogą wystąpić zaburzenia równowagi. Początek grupy prostowników grzbietu stanowi potężna masa mięśniowo-ścięgnista zlokalizowana nad górną częścią kości krzyżowej i dolnymi kręgami lędźwiowymi. Mięśnie brzucha nie mają przyczepów kręgosłupowych, ale są ważnymi zginaczami kręgosłupa i ułatwiają ruchy obrotowe tułowia, podtrzymują także górną część tułowia (Sinaki 2004). Badania własne wskazują, że jedną z przyczyn osłabienia siły mięśni posturalnych u osób z osteoporozą może być niekorzystne zrównoważenie postawy ciała (wzrost KPT), wynikające zarówno ze zmian posturalnych związanych z demineralizacją kości, wieku, jak i procesów kompensacyjnych postawy wymuszonych pochyleniem tułowia ku przodowi (np. zgięciowe ustawienie kończyn dolnych).

Analiza związków stabilności postawy stojącej z ukształtowaniem krzywizn kręgosłupa pozwoliła stwierdzić, że ich wielkość może mieć wpływ na równowagę ciała. Jest on jednak niewielki i tylko w kilku procentach tłumaczy zmiany w stabilności ciała kobiet z osteoporozą. Wyniki te nie pokrywają się z przytoczonymi opiniami niektórych autorów sugerującymi, że jedną z głównych przyczyn zaburzeń równowagi u kobiet z osteoporozą jest pogłębiona kifoza piersiowa (Lynn i wsp. 1997; Sinaki i wsp. 2005). Przyczyn różnic należy doszukiwać się w doborze grupy badawczej oraz wieku jej uczestniczek. W badaniach własnych średni wiek kobiet z osteoporozą był nieco niższy niż u innych autorów, a dobór do grupy nie był uwarunkowany wielkością kifozy piersiowej. Badania własne przeprowadzono jednak na dużej grupie osób w przeciwieństwie do badań Lynn i wsp. (1997), w których ogólna liczba uczestników nie przekraczała kilkunastu osób. W badaniach własnych wykazano ponadto, że największy wpływ na proces

utrzymywania równowagi wywiera kąt pochylenia tułowia i ukształtowanie lordozy lędźwiowej. Jest to zgodne z doniesieniami Ishikawy i wsp. (2009). Autorzy ci po przebadaniu osób z osteoporozą stwierdzili dodatnią korelację między pochyleniem kręgosłupa, parametrami krzywizny lędźwiowej a miarami równowagi ciała. Nie zarejestrowali natomiast takiego związku między parametrami kifozy piersiowej a stabilnością ciała.

Można zatem sądzić, że zmiany w postawie ciała kobiet z osteoporozą wywierają wpływ na równowagę ciała. Wpływ ten jest jednak niewielki i w dużym stopniu zależy od ukształtowania dolnego odcinka kręgosłupa.

Dzięki omawianym w tej pracy badaniom dowiedziono, że sprawność kończyn dolnych ma większy wpływ na równowagę ciała niż ukształtowanie sylwetki. U kobiet z osteoporozą ruchomość w stawach kończyn dolnych wyjaśnia do 10,5% zmienności równowagi ciała w pozycji stojącej, natomiast u osób z prawidłową masą kostną do 25,5%. Im lepsza ruchomość, tym mniejsze wychwiania postawy ciała. Zakres ruchu w stawach zależy między innymi od siły mięśni, ich elastyczności oraz wydolności biernych i czynnych struktur okołostawowych. W badaniach tych potwierdzono istotne pogarszanie się ruchomości z wiekiem, nie zarejestrowano natomiast ich znaczącego związku z ubytkiem masy kostnej. Zaobserwowano jednak, że u kobiet z osteoporozą największemu ograniczeniu ulega zakres ruchu prostowania uda w stawie biodrowym. Stwierdzono również, że na kształtowanie się parametrów równowagi większy wpływ wywiera ruchomość w stawach kończyn dolnych w płaszczyźnie strzałkowej. U osób z osteoporozą zakres ruchów w stawie biodrowym i kolanowym, a szczególnie prostowanie i odwodzenie uda, wykazuje największy związek z wychwianiami ciała w płaszczyźnie strzałkowej. W próbie z oczami zamkniętymi znaczenia nabiera także ruchomość stopy. Z kolei u osób z prawidłowym BMD sprawność stawów dystalnych wydaje się mieć największe znaczenie w regulacji równowagi. Wykazane różnice dla kończyny prawej i lewej mogą być czynnikiem destabilizującym i zaburzającym równowagę. Na znaczenie sprawności kończyn dolnych w stabilizacji postawy wskazują Murray i wsp. (1969), Woollacott i wsp. (1986), Studenski i wsp. (1991), Maki i McIlroy (1996), Barr i wsp. (2005), Liu-Ambrose i wsp. (2006), Giemza i wsp. (2007).

Wyniki uzyskane w badaniach własnych dotyczące związków stabilności ciała z ruchomością kończyn dolnych i postawą ciała w płaszczyźnie strzałkowej kobiet z osteoporozą mogą być potwierdzeniem sugerowanej przez Nashnera i wsp. (1989) strategii biodra, wykorzystywanej podczas utrzymywania równowagi w pozycji stojącej. Polega ona na tym, że sekwencje aktywności mięśniowej rozpoczynają się od mięśni ud i tułowia i przenoszą się na stawy dystalne kończyn dolnych. Kręgosłup kobiet z osteoporozą jest bardziej usztywniony. Wskazuje na to większe pochylenie tułowia oraz zmniejszenie lordozy. Stąd prawdopodobnie większą aktywność mięśniową podczas utrzymywania równo-

wagi wykazują mięśnie z obszaru stawu biodrowego. Wyniki analizy kanonicznej świadczą o tym, że ważny jest udział zakresu ruchu odwodzenia i prostowania uda w posturalnych wychwianiach ciała kobiet z osteoporozą. Osłabienie tych ruchów wiąże się ze wzrostem wychwian posturalnych i większym ryzykiem upadku. Największe różnice w ruchomości kończyn dolnych między badanymi grupami dotyczyły właśnie zakresu prostowania uda.

Wykazany wpływ wieku na parametry równowagi można wytłumaczyć procesami związanymi ze starzeniem układów odpowiedzialnych za stabilność pozycji stojącej. Związek gęstości kości i wielkości posturalnych wychwian ciała jest natomiast trudny do wyjaśnienia. Należy się zatem zastanowić, jakie procesy patofizjologiczne mogły do tego doprowadzić.

Zwiększenie przemieszczeń środka ciężkości ciała podczas utrzymywania równowagi w pozycji stojącej uważane jest za objaw gorszej stabilności. Jednocześnie zaznacza się, że objawy takie występują w starszym wieku i są związane ze stopniową degradacją wszystkich systemów uczestniczących w kontroli równowagi (Stelmach i wsp. 1989; Peterka i Black 1990/1991; Teasdale i wsp. 1991; Baloh i wsp. 1998 b; Lord i Menz 2000). Podkreśla się jednak, że w prostych zadaniach utrzymania równowagi wychwiania ciała w różnych grupach wiekowych są podobne (Alexander 1994). W badaniach własnych nie wykazano znaczącego wpływu wieku na zakres i zmienność wychwian, co zgodnie z przytaczanymi opiniami można wytłumaczyć łatwością zadania, jakim jest swobodne stanie. Pozycja ta okazała się jednak wystarczająca do zaobserwowania wzrostu dynamiki całego procesu regulacji równowagi z wiekiem. Wskazuje na to zwiększenie prędkości wychwian i częstotliwości ruchów korekcyjnych w płaszczyźnie strzałkowej. Intensywność tych reakcji najbardziej nasilała się u osób z osteoporozą. Świadczą one o zmianach w kontroli procesu utrzymywania równowagi. Zmiany w wychwianiach ciała wynikają ze zmniejszającej się z wiekiem dokładności identyfikacji bodźców, integracji i szybkości ich przetwarzania oraz spowolnienia procesu decyzyjnego uruchamiania odpowiednich strategii motorycznych. Na wzrost średniej prędkości wychwian wraz z wiekiem wskazują też Pyykkö i wsp. (1990), Baloh i wsp. (1994, 1995), Kuczyński (2003).

Zastanawiające jest więc, dlaczego osoby z osteoporozą, mimo iż były starsze i częściej deklarowały siedzący tryb życia oraz obecność czynników wskazujących na gorsze zdrowie, w testach równowagi statycznej wykazywały mniejsze i wolniejsze przemieszczenia środka ciężkości ciała w płaszczyźnie strzałkowej. Takie zachowanie posturalne może sugerować bowiem lepszą stabilność ciała, a przez to mniejszą podatność na upadki. Czy zatem taka charakterystyka wychwian ciała zwalnia nas z działań na rzecz poprawy stabilności u tych osób? W wyjaśnieniu tego pomocne mogą być parametry lepko-sprężyste oraz wyniki analiz porównujących kształtowanie się parametrów równowagi u osób, u których dochodziło do upadków, i u osób niezgłaszających takich incydentów.



Przyjmując pogląd, że mniejsze wychwiania ciała świadczą o lepszych warunkach stabilności oraz że pewna amplituda wychwian jest jednak konieczna do obserwacji położenia środka ciężkości ciała i określenia stanu stabilizacji ciała w pozycji stojącej (Gatev i wsp. 1999), można przypuszczać, że spadek parametrów amplitudowych i towarzyszący im spadek sztywności, przy jednoczesnym braku zmian w częstotliwości, wskazują na zmiany w fizjologicznych mechanizmach kontroli równowagi. Czy zatem zmniejszone wychylenia ciała mogą maskować rzeczywisty obraz stabilności postawy i świadczyć o patologicznych mechanizmach sterowania równowagą? Ujawnienie tej sprzeczności w badaniach własnych było możliwe dzięki zastosowaniu modelu lepko-sprężystego (Kuczyński 2003). Podejście to pozwala na określenie sprawności układu nerwowego w realizacji jego sterowania układem równowagi na podstawie analizy własności częstotliwościowych i tłumiących wychylenia ciała modelowanego jako jedno-segmentowego wahadła odwróconego. Parametry tego modelu pozwalają znacznie skuteczniej wnioskować o przyczynach zmian stabilności równowagi niż parametry tradycyjne, które opisują jedynie symptomy zewnętrzne równowagi.

Zdaniem Kuczyńskiego (1999) częstotliwość jest własnością sygnału korekcyjnego i jest powiązana z granicami zapewniającymi stabilność ciała. Każdy wzrost częstotliwości wiąże się z zarezerwowaniem sobie dużej granicy stabilności. Taką reakcję obserwuje się u osób obawiających się utraty równowagi. Dlatego też określenie optymalnych wartości częstotliwości jest niezbędne do wykrywania zagrożeń mogących skutkować upadkiem. Wzrost częstotliwości interpretuje się jako oznakę szybszego lub dokładniejszego wykrywania błędu regulacji pozycji stojącej, natomiast jej spadek jako upośledzenie funkcji monitorującej i oznakę deficytów w układzie równowagi (Kuczyński i Ostrowska 2006). Z drugiej strony jednak nadmierne zwiększenie częstotliwości wiąże się z usztywnieniem postawy stojącej, co zdaniem Carpentera i wsp. (2001) oraz Kuczyńskiego (2001 b) wskazuje na wzrost sztywności posturalnej w płaszczyźnie strzałkowej występujący w sytuacji poczucia zagrożenia upadkiem.

W badaniach własnych nie wykazano istotnych różnic w częstotliwości sygnału korekcyjnego między kobietami z prawidłową i obniżoną masą kostną. Zaobserwowano jednak pewną tendencję do obniżania się jej wartości wraz ze spadkiem gęstości kości i to bez względu na wiek badanych. Zmiany te zauważa się jednak tylko w płaszczyźnie strzałkowej i tylko podczas badania z oczami otwartymi. Są one niewielkie, albowiem wartości średnie częstotliwości we wszystkich grupach i w obu płaszczyznach mieszczą się w wąskich granicach 0,57–0,60 Hz, uznanych za optymalne dla kontroli równowagi (Sojka-Krawiec 2002; Kuczyński 2003). Można zatem sądzić, że układ nerwowy podobnie odczytuje zadanie, jakim jest stanie swobodne, i wysyła do mięśni bodźce o zbliżonej częstotliwości lub po prostu nie rozpoznaje zagrożeń dla stabilizacji postawy. Wyniki te nie pokrywają się z wcześniejszymi obserwacjami własnymi (Kuczyń-

ski i Ostrowska 2006), sugerującymi istnienie znaczącego ujemnego związku między BMD a częstotliwością ruchów korekcyjnych w płaszczyźnie czołowej. W niniejszej pracy stwierdzono natomiast dodatni związek wieku z częstotliwością ruchów korekcyjnych w płaszczyźnie strzałkowej. Wyniki te nie są zgodne z doniesieniami McCleanaghana i wsp. (1995) oraz Williamsa i wsp. (1997), którzy obserwowali spadek wartości tego parametru z wiekiem. Prawdopodobnie różnice te mogły być wynikiem różnego poziomu aktywności ruchowej ocenianych osób oraz ich stanu zdrowia.

O zmianach dynamiki wychwiał postawy osób z osteoporozą mogą świadczyć wyniki ich średniej prędkości obrazujące pośrednio aktywność mięśni zabezpieczających równowagę ciała w płaszczyźnie strzałkowej. W warunkach wyłączono dopływu informacji wzrokowej, a więc w sytuacji konieczności większego polegania na pozostałych zmysłach, osoby te charakteryzowały się istotnie mniejszą prędkością wychwiał niż osoby z prawidłowym BMD. Z kolei z badań innych autorów, wykorzystujących EMG do oceny aktywności mięśni posturalnych podczas utrzymywania równowagi, wynika, że aktywność ta jest większa u starszych osób (Laughton i wsp. 2003). Zjawisko to wydaje się fizjologicznie uzasadnione, gdyż pewien stan gotowości układu nerwowego ludzi starszych jest niezbędny do generowania prawidłowych reakcji posturalnych. Stąd też niższa prędkość wychwiał u kobiet z osteoporozą, zarejestrowana podczas próby przy oczach zamkniętych, może wskazywać na występowanie zaburzeń w kontroli motorycznej czy upośledzenie odruchów posturalnych. Na podobne przyczyny spadku prędkości wychwiał wskazuje Masani i wsp. (2003) oraz Jeka i wsp. (2004).

O pogarszaniu się możliwości kontroli stabilności ciała wraz z utratą masy kostnej świadczą także wyniki sztywności i lepkości posturalnej. Parametry te malały wraz ze spadkiem BMD. Według najnowszych tez dotyczących kontroli równowagi sztywność posturalna jest podstawowym mechanizmem zabezpieczającym stabilność ciała (Winter i wsp. 1998; Kuczyński 2003). Jest ona wymagana do utrzymania stabilności ciała w mechanicznym sensie, wykorzystuje bowiem czynne i bierne właściwości mięśni. Poza tym wytwarza sygnał korekcyjny o właściwej częstotliwości, którego rolą jest korekcja błędów w stabilizacji postawy ciała (Kuczyński 1998, Rogers i wsp. 2001). Zmiany sztywności można logicznie wiązać z działalnością ośrodkowego układu nerwowego (Carpenter i wsp. 1999; Rogers i wsp. 2001; Kuczyński 2003). Wyższe wartości sztywności zostały wykazane u pacjentów z deficytami czuciowo-sensorycznymi oraz u osób znajdujących się w sytuacjach utrudnień, między innymi związanych ze zmniejszeniem płaszczyzny podparcia czy ograniczeniem wrażeń wzrokowych (Williams i wsp. 1997). Niższe wartości obserwowano z kolei u ludzi o małej aktywności ruchowej i w starszym wieku, przede wszystkim w płaszczyźnie czołowej (Kuczyński 2002). Lepkość związana jest z cechami

tłumienia dynamiki wychwiał postawy stojącej. Wzrost lepkości w płaszczyźnie czołowej obserwowany był podczas eksperymentu z uniesioną platformą oraz testów oceniających reakcje na dotyk (Williams i wsp. 1997). Zmiany te kojarzone są z pogorszoną stabilnością i ryzykiem upadku. We wcześniejszych badaniach własnych wykazano, że zmiany lepkości wyjaśniają 20% upadków u osób z osteoporozą (Kuczyński i Ostrowska 2006). W mechanicznych systemach własności lepkie zapobiegają wzrostowi szybkości ruchu i drganiom oscylacyjnym. Obie sytuacje, tj. zarówno wzrost, jak i nadmierny spadek lepkości posturalnej, mogą być groźne dla równowagi ciała, szczególnie w sytuacji zwiększonej podatności na destabilizację.

Można zatem sądzić, że zmniejszona sztywność i lepkość posturalna stwierdzona w badaniach własnych u kobiet z osteoporozą w obu płaszczyznach ruchu świadczy o obniżonej aktywności tonicznej mięśni. Umiarkowany i lekko nieliniowy wzrost wartości lepkości (wolniejszy przyrost lub jego brak w górnej części krzywej „lepkość–moment”) wraz ze wzrostem poziomu aktywności tonicznej wykazali inni autorzy (Agarwal i Gottlieb 1977; Canon i Zahalak 1982; Hunter i Kearney 1982).

O znaczeniu informacji wzrokowej w sterowaniu równowagą ciała w pozycji stojącej świadczą zmiany parametrów lepko-sprężystych po wyłączeniu wzroku. U osób starszych i zdrowych z prawidłowym BMD chwilowe pozbawienie kontroli wzroku nie spowodowało istotnego wzrostu sztywności i częstotliwości w płaszczyźnie strzałkowej oraz rozrzutu wychwiał w płaszczyźnie czołowej. W grupie kobiet z osteopenią i osteoporozą natomiast wywołało ono wyraźny wzrost sztywności, a zatem przyjęcie strategii stosowanej zazwyczaj w warunkach poważnego zagrożenia stabilności. Zaobserwowane różnice w doborze sztywności posturalnej w płaszczyźnie strzałkowej mogą wskazywać na pewien związek między własną oceną trudności zadania a jego realizacją. Być może ma to związek z postępem choroby i towarzyszącym mu zmianom w czynnym i biernym układzie ruchu oraz z indywidualnymi możliwościami pacjenta.

Uzasadnieniem niższych wartości parametrów amplitudowych i lepko-sprężystych może być również czynnik psychiczny, na który zwracają uwagę Carpenter i wsp. (1999 i 2001). Czyżby osoby z osteoporozą przystąpiły do próby bardziej skoncentrowane? Badania Melzera i wsp. (2001), w których stosowano dodatkowe zadania kognitywne, wskazały na większy udział kontroli świadomej w utrzymywaniu równowagi u osób starszych. Laufer i wsp. (2006) zwrócili uwagę, że starsze osoby obawiające się upadku mają tendencje do przejawiania posturalnej odpowiedzi, odbierając często proste zadania jako zagrożenie dla stabilności postawy. Manifestuje się to zmniejszeniem amplitudy wychwiał postawy ciała oraz zwiększeniem sztywności posturalnej. Jednym z powodów takich zachowań może być obniżona ocena własnych możliwości. Występuje ona u osób, które doświadczyły upadków lub odczuwają zaburzenia równo-

wagi. Konsekwencją takiego stanu rzeczy jest lęk przed upadkiem. W badaniach własnych zmniejszonym wychwianiom ciała w płaszczyźnie strzałkowej nie towarzyszył wzrost sztywności posturalnej, co może oznaczać, że reakcje motoryczne kobiet z osteoporozą cechują się spowolnieniem ruchowym. Takie zachowania podczas testów posturografii dynamicznej obserwowano u osób w zaawansowanym wieku jako mechanizm kompensacyjny minimalizujący skutki niezborności.

Mniejsze wychwiania ciała (spadek zakresu i rozrzutu COP) mogą być również wynikiem użytkowania mniejszej funkcjonalnej powierzchni podparcia stóp w celu regulacji równowagi. Rezultaty obserwacji Lee i Deming (1987), Błaszczyka i wsp. (1994), Golemy (2002) oraz Tanaki i wsp. (1997) dowodzą, że starsze osoby nie wykorzystują w pełni dostępnego obszaru granic stabilności wyznaczonych przez stopy do regulacji równowagi. Wyniki badań Błaszczyka (2004) świadczą o tym, że w procesie starzenia zostaje zmniejszony również obszar tylnej stabilności statycznej.

Dzięki badaniom własnym stwierdzono, że ocena zagrożenia upadkiem na podstawie samych tylko wyników równowagi statycznej może być mało diagnostyczna, a w przypadku młodszych kobiet także mało czuła. Wskazuje na to również Sihvonen i wsp. (2004). Bez dodatkowych informacji z wywiadu miary przemieszczania COP mogą nie ułatwiać przewidywania upadków (Brauer i wsp. 2000; Laughton i wsp. 2003). Potwierdzają to analizy porównawcze przeprowadzone w kontekście oceny różnic w stabilności ciała między kobietami, które doznały upadku w ciągu roku, i tymi, u których do niego nie doszło.

We wcześniejszych badaniach odnoszących się do występowania czynników ryzyka upadków i złamań u kobiet z osteoporozą wykazano, że wzrost posturalnych wychwian i brak poczucia równowagi są ważnymi prognostykami upadków. Nie jest więc zaskoczeniem, że upadki z powodu utraty równowagi są bardziej powszechne u osób skarżących się na zaburzenia równowagi (Tinetti i wsp. 1986; Friedman i wsp. 2002). Potwierdzeniem tej opinii są wyniki tej pracy. Dowiedziono, że ryzyko upadku u kobiet po 40. roku życia, zgłaszających zaburzenia równowagi, wzrasta prawie sześciokrotnie. Wzrost tego ryzyka nie zależy jednak w sposób istotny od deklarowanej przez kobiety aktywności fizycznej. Spostrzeżenia te są zgodne z obserwacjami niektórych autorów, którzy donoszą, że upadki równie często występują u osób prowadzących siedzący tryb życia (Hornbrook i wsp. 1994), co i osób o dużej aktywności ruchowej (Kannus 1999; Kannus i wsp. 2001; Skalska i wsp. 2003). Autorzy innych prac sugerują ponadto, że u ponad 1/3 kobiet, które już raz upadły, do upadków dochodzi ponownie (Skalska i wsp. 2003; Hornbrook i wsp. 1994; Nguyen i wsp. 1996; Żak i wsp. 2004; Lewczuk i Białoszewski 2006; Pluijm i wsp. 2006; Morris i wsp. 2007; Sambrook i wsp. 2007).

Informacje uzyskane z wywiadu potwierdziły doniesienia Brauera i wsp.

(2000), że nie wszystkie kobiety, które zgłaszają zaburzenia równowagi, doświadczają upadków. Te, u których upadki już wystąpiły, podczas stania swobodnego charakteryzują się jednak większymi i szybszymi wychwianiami ciała w płaszczyźnie strzałkowej oraz mocniejszym ich wygaszaniem w płaszczyźnie czołowej. Parametry amplitudowe COP efektywnie różnicują osoby z obniżoną masą kostną na te, którym upadki się zdarzają, i te, u których one nie występują. Parametry lepko-sprężyste z kolei, a głównie tłumienie posturalne w płaszczyźnie czołowej, efektywniej różnicują osoby z prawidłową gęstością kości. Najlepszym prognostykiem upadków niezależnie od stanu masy kostnej jest wzrost średniej prędkości wychwian w płaszczyźnie strzałkowej. U osób z osteoporozą czynnikiem zwiększającym ryzyko upadku jest również wzrost zakresu i zmienności wychwian postawy ciała. Różnice istotne między upadającymi i nieupadającymi ujawniają się jednak dopiero po eliminacji wrażeń wzrokowych i występują również w płaszczyźnie czołowej. Świadczyć to może o większych deficytach w propriocepcji lub układzie wstębularnym i wskazuje na ważność informacji wzrokowej u kobiet z osteoporozą w zapewnianiu bocznej kontroli stabilności ciała. Na związek upadków z osłabieniem czucia obwodowego wskazują między innymi Tobis i wsp. (1985), Nevitt i wsp. (1989), Lord i wsp. (1991).

Stwierdzony wzrost wychwian w płaszczyźnie czołowej u osób upadających jest zgodny z obserwacjami Makiego i wsp. (1994), Mellroya i Makiego (1996), Lorda i wsp. (1999) i Melzera i wsp. (2004), którzy w bocznej niestabilności upatrują jednej z przyczyn skłonności do upadków. Występowanie podwyższonych wartości COP w płaszczyźnie czołowej może wynikać z obawy przed upadkiem, a także ze wzrostu asymetrycznego obciążania kończyn dolnych (McCleannaghan i wsp. 1995). Asymetria ta może być potrzebna do zmniejszenia czasu reakcji koniecznej do stabilizacji postawy w sytuacji zagrożenia równowagi (Błaszczuk i wsp. 2000). Lajoie i Gallagher (2004) dowiedli, że osoby nieupadające mają szybszy czas reakcji, wolniejszą częstotliwość wychwian oraz uzyskują lepsze wyniki w klinicznych testach pomiaru równowagi.

Jedną z przyczyn upadków związanych ze wzrostem prędkości i zmienności wychwian ciała może być starszy wiek kobiet zgłaszających upadki, a także związane z tym większe zmiany posturalne i gorsza mobilność stawów (Liu-Ambrose i wsp. 2003). Wyniki badań własnych świadczą o tym, że istotnym czynnikiem pozwalającym przewidzieć powtarzające się upadki w grupie kobiet z obniżoną masą kostną jest zmniejszający się z wiekiem zakres ruchomości w stawie biodrowym oraz pogłębiająca się kifoza piersiowa. Jest to zgodne z wcześniejszymi doniesieniami własnymi oraz obserwacjami innych autorów wskazującymi na ważny udział wieku oraz stanu układu ruchu na ryzyko upadku (Tobis i wsp. 1985; Tinetti i wsp. 1986; Nevitt i wsp. 1989; Lord i Webster 1990; Lord i wsp. 1991; Ostrowska 2006).

Na istotne różnice w amplitudzie wychwian ciała w staniu swobodnym i to

zarówno u osób, które upadły jeden i więcej razy w roku, jak i tych, które nie upadły, wskazują Fernie i wsp. (1982), Ring i wsp. (1988), Lord i wsp. 1994 b, Melzer i wsp. (2004) oraz Lajoie i Gallagher (2004). Geusens i wsp. (2002) stwierdzili, że ryzyko złamania u chorych na osteoporozę, którzy zgłaszali niedawne upadki, jest znacznie większe niż u osób z wywiadem nieobciążonym upadkami. Nguyen i wsp. (1996) wykazali, że prawdopodobieństwo złamania u kobiety z niskim BMD i ze zwiększonymi wychwianiami ciała wzrasta o ponad 8%. Dowiedli też, że kombinacja takich czynników, jak zaawansowany wiek, upadek w ostatnim roku i wcześniejsze złamania również u osób z prawidłową gęstością kości zwiększa ryzyko złamania (Nguyen i wsp. 2007).

Osobnego omówienia wymagają wyniki dotyczące wpływu gęstości mineralnej kości i wieku na ukształtowanie krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa, a także na ich związek z występowaniem upadków u kobiet.

Pochylona sylwetka i zaokrąglone plecy starszych kobiet często kojarzone są z zaawansowaną osteoporozą (Swezey i wsp. 2000). Na istnienie ścisłego związku między nasileniem kifozy piersiowej a gęstością mineralną kości wskazują między innymi Chow i Harrison (1987), Thevenon i Delcambre (1988), Lyles i wsp. (1993), Edmondston i wsp. (1994) oraz Ettinger i wsp. (1994). Pojawiają się jednak opinie, że zmiany kostne w obrębie trzonów kręgowych bez współistniejących dysfunkcji w strukturach przykręgosłupowych nie decydują o wielkości kifozy piersiowej (Frost 1983; Porter i wsp. 1990 a; Sinaki i wsp. 1996, 2001; Sinaki 1998; Cortet i wsp. 1999, 2002; Schneider i wsp. 2004; Mika i wsp. 2005). Wyniki zamieszczone w niniejszej pracy potwierdzają te opinie. Badane kobiety nie różniły się istotnie żadnymi cechami opisującymi kształt kifozy piersiowej, ale te z osteoporozą miały bardziej pochylony do przodu tułów i zmniejszoną lordozę lędźwiową. Częściej takie ukształtowanie lordozy lędźwiowej występowało u kobiet młodszych.

We wcześniejszych badaniach własnych zaobserwowano, że różnice w ukształtowaniu kifozy piersiowej pojawiają się dopiero w zaawansowanym wieku (Ostrowska 2006). Stosując różne metody oceny krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa, do podobnych wniosków dotyczących kifozy piersiowej doszli inni autorzy (Sinaki i wsp. 1996; Cortet i wsp. 2002). Brakuje jednak prac wykorzystujących technikę fotogrametryczną w ocenie kifozy w osteoporozie, chociaż rzetelność i czułość tej metody oraz jej duża zgodność z wynikami pomiarów radiologicznych zostały potwierdzone w innych pracach (el-Sayyad 1986).

W piśmiennictwie medycznym podawane są różne wartości kifozy piersiowej i lordozy lędźwiowej (które w zależności od techniki badawczej określają ich optymalną wielkość) oraz zakres wyników, powyżej których kształt krzywizn wskazuje na patologię mogącą zagrażać zdrowiu (Harrison i wsp. 2002; Szczygieł i wsp. 2003; Bartynski i wsp. 2005; Sinaki i wsp. 2005; Kado i wsp. 2007 a). Pomimo dużych rozbieżności w zakresie przedziałów norm dla wielkości krzy-

wizn przednio-tylnych oraz metod ich oceny postanowiono odnieść wyniki własne do spostrzeżeń tych autorów, u których zasada oceny krzywizn kręgosłupa była podobna lub zbliżona do metody zastosowanej w tej pracy. Jednymi z takich parametrów są wielkości nachylenia poszczególnych odcinków kręgosłupa oraz wskaźnik kifozy piersiowej. Ten ostatni jest niezależną cechą kifozy piersiowej, która wykazuje dużą korelację z radiologicznymi miarami tej krzywizny (Milne i Williamson 1983).

Porównując ukształtowanie poszczególnych odcinków kręgosłupa u badanych z ukształtowaniem ich u młodych kobiet w wieku 18–26 lat (Zeyland-Malawka 2003), zauważa się wpływ wieku i BMD na ich wielkości. Kobiety po 60. roku życia, bez względu na „kondycję szkieletową”, mają średnio o 23% większe nachylenie górnego odcinka kręgosłupa piersiowego, a u kobiet z osteoporozą obserwuje się zmniejszenie nachylenia odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa, średnio o 18%. Może to oznaczać, że osteoporotyczne odkształcenia kręgów i towarzyszące im zmiany w otaczających tkankach rozpoczynają się wcześniej i są bardziej nasilone w odcinku lędźwiowym.

Wyniki podobne do wyników zaprezentowanych w tej pracy uzyskali Mika i wsp. (2005), którzy po przebadaniu kobiet w wieku 50–80 lat (średnia 64,7 roku) również nie wykazali różnic w wielkości kifozy piersiowej między osobami z prawidłową masą kostną, osteopenią i osteoporozą. Stwierdzili natomiast istotny związek między BMD a siłą mięśni grzbietu i wysunęli wniosek, że utrata masy kostnej bez zmian w sile mięśni grzbietu nie prowadzi do zwiększenia kifozy piersiowej. Na brak istotnych zależności między spadkiem gęstości kości a wzrostem kifozy piersiowej wskazują także inni badacze. Szczygieł i wsp. (2003) po przebadaniu 71 kobiet z osteoporozą w wieku 50–80 lat (średnia 64,2 roku) tylko u 17% stwierdzili pogłębioną kifozę piersiową, a u 3% pogłębioną lordozę lędźwiową. Cortet i wsp. (1999, 2002) stosując niezależne dwie techniki pomiaru, pomimo stwierdzonego większego o  $11^\circ$  kąta kifozy piersiowej u kobiet z osteoporozą, nie wykazali znaczącej korelacji między BMD a wielkością krzywizny piersiowej. Na brak związku między wynikami badań densytometrycznych a kifożą piersiową wskazali również Sinaki i wsp. (1996). W pracach Malmö Longitudinal Study, w których 575 kobiet i mężczyzn w wieku powyżej 55 lat poddano ocenie gęstości kości w obrębie przedramienia, również nie zaobserwowano związku z krzywizną piersiową kręgosłupa (Bergenudd i wsp. 1989).

Inni autorzy zwracają uwagę na to, że stopień nasilenia kifozy w osteoporozie zależy od liczby kompresyjnych złamań kręgów i typu powstałych deformacji (De Smet i wsp. 1988; Cortet i wsp. 2002). Porter i wsp. (1990 b) porównywali wielkość kifozy piersiowej kobiet ze złamaniami biodra z wielkością kifozy kobiet z grupy kontrolnej (bez złamań). Stwierdzili, że większą kifożą piersiową miały kobiety, które przeżyły złamanie, a gęstość ich kości była mniejsza. Podkreślono jednak, że różnice między tymi grupami były niewielkie. Z kolei Ensrud

i wsp. (1997) w swoich badaniach wykazali, że zwiększenie kifozy piersiowej częściej współwystępuje ze złamaniami kręgow w odcinku piersiowym, chociaż kobiety z jednym lub kilkoma złamaniami kręgow charakteryzowały się tylko nieznacznie większym kątem kifozy piersiowej niż kobiety bez złamań.

Na mniejszy niż powszechnie podejrzewano udział złamań kręgow w progresji kifozy piersiowej wskazują Goh i wsp. (1999), którzy dowiedli, że stopień klinowatych deformacji kręgow pozwala na wyjaśnienie 48% zmian w ukształtowaniu kifozy piersiowej. Z kolei w studiach Kado i wsp. (1999) u 3 kobiet na 8 badanych zmiany wskaźnika kifozy były spowodowane złamaniami trzonów kręgowych. Brakuje więc zgodności w poglądach określających udział poszczególnych czynników w nasilaniu się kifozy piersiowej.

W badaniach własnych zaobserwowano, że na wielkość kifozy piersiowej istotny i niezależny wpływ wywiera wiek. Na zmiany w ukształtowaniu kifozy z wiekiem wskazują również inni autorzy (Fon i wsp. 1980; Milne i Williamson 1983; Ensrud i wsp. 1997; Boyle i wsp. 2002; Cortet i wsp. 2002; Hammerberg i Wood 2003). Część z nich podkreśla jednak, że wśród starszych osób można również spotkać takie, u których kształt krzywizn nie odbiega od kształtu krzywizn ludzi młodych (Fon i wsp. 1980; Puche i wsp. 1995; Ostrowska i wsp. 2003). Milne i Lauder (1974) na podstawie radiogramów kobiet w wieku powyżej 45 lat stwierdzili, że wiek pozwala na wyjaśnienie zmienności wskaźnika kifozy piersiowej w 50% oraz że zmiany w postawie ciała kobiet po menopauzie wynikają ze zmniejszenia napięcia mięśni grzbietu lub przykurczów mięśni piersiowych.

W kontekście własnych wyników, wskazujących na brak istotnego związku między BMD a kształtem kifozy piersiowej oraz istnienie znaczącego związku między BMD a lordozą lędźwiową, przyczyn zmian w krzywiznach przednio-tylnych można doszukiwać się w inwolucyjnej degeneracji krążków międzykręgowych, które amortyzują 80% obciążeń przenoszonych na kręgosłup (Resnick 1985; Twomey i Taylor 1985; Shao i wsp. 2002). Na takie przyczyny w zmienności kifozy piersiowej wskazują badania Goh i wsp. (1999). Przeanalizowali oni radiogramy kręgosłupa 93 kobiet. Większe przednie sklinowacenia krążków międzykręgowych obserwowali w górnych i środkowych segmentach kręgosłupa. Natomiast sklinowacenia trzonów kręgow zlokalizowane były przede wszystkim w środkowym i dolnym segmencie kręgosłupa piersiowego. Oba te czynniki charakteryzujące ich udział w krzywiznie piersiowej kręgosłupa tłumaczy 86% ogólnej zmienności kąta Cobba.

Teoria ta wydaje się potwierdzać wyniki badań własnych, które wskazały na istotne zmniejszenie lordozy lędźwiowej (spadek kąta  $\alpha$  i  $\beta$  oraz GLL i LL) i tylko nieznaczny wzrost kifozy u osób z osteoporozą. Na udział czynników pozakostnych w ukształtowaniu kręgosłupa wskazują badania Onerta i wsp. (1998), którzy posługując się rezonansem magnetycznym, analizowali zmiany



w obszarze dysków międzykręgowych u 63 pacjentów po złamaniach kompresyjnych kręgosłupa piersiowo-lędźwiowego. Stwierdzili oni, że po 18 miesiącach progresja kifozy zwiększyła się o mniej więcej  $10^\circ$  i to jedynie u 7 z 26 badanych, przy czym tylko w jednym przypadku wzrost ten był następstwem składowania kręgu. Wyniki te sugerują, że zmiany w dyskach sąsiadujących ze złamanym kręgiem lepiej tłumaczą wzrost kifozy u osób z osteoporozą. Wydaje się zatem, że w badaniach własnych brak istotnych związków między kifozą a BMD można wyjaśnić większym jej powiązaniem ze zmianami pozaszkieletowymi wynikającymi z degeneracji dysków międzykręgowych oraz osłabieniem mięśni grzbietu.

Dzięki przeprowadzonym badaniom wykazano dodatni związek między gęstością kości a lordozą lędźwiową. Kobiety z osteoporozą miały krótszą i łagodniej zarysowaną lordozę, o mniejszym nachyleniu w jej dolnym odcinku. Opinie na temat lordozy lędźwiowej są zróżnicowane. Cortet i wsp. (1999) zaobserwowali zmniejszanie się krzywizny lędźwiowej u starszych kobiet z osteoporozą, w porównaniu z kobietami z prawidłowym BMD, chociaż różnice między nimi nie były statystycznie istotne. Natomiast Thévenon i Delcambre (1988) oraz Sinaki i wsp. (1996) nie wykazali związku między gęstością kości a wielkością lordozy lędźwiowej.

Oprócz wpływu poszczególnych czynników na zmiany krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa, rozbieżności wywołuje także kwestia ich związku z występowaniem upadków u kobiet z osteoporozą. Na podstawie swych wcześniejszych badań inni autorzy sugerowali, że kifotyczna postawa jest istotnym i niezależnym czynnikiem ryzyka złamań w przyszłości i to bez względu na stan BMD (Huang i wsp. 2006), a wielkość kifozy wykazuje związek z osłabieniem funkcji fizycznych organizmu (Ryan i wsp. 1994; Kado i wsp. 2005, 2007 a), bólem pleców (Finsen 1988; Ryan i wsp. 1994) i spadkiem mobilności kręgosłupa (Mellin 1987; Ostrowska i Barczyk 2005). Można więc przypuszczać, że nadmierna kifoza zwiększa ryzyko upadków i związanych z nimi urazów.

W badaniach własnych nie wykazano związku między zmniejszaniem się gęstości kości a kifożą piersiową i zgłaszanymi przez kobiety upadkami, stwierdzono natomiast, że o ryzyku upadku na podstawie zmian w ukształtowaniu kifozy piersiowej można mówić tylko u kobiet z osteoporozą. Postawa ciała tych kobiet charakteryzowała się istotnie większym pochyleniem tułowia i nachyleniem krzywizny piersiowej kręgosłupa w jej górnym odcinku. Na większą skłonność do upadków wśród kobiet z osteoporozą i pogłębioną kifożą wskazują również inni autorzy. Część z nich uważa, że oprócz pogorszenia równowagi u osób tych częściej obserwuje się spowolnienie chodu oraz osłabienie siły mięśni prostowników grzbietu i kończyn dolnych (Sinaki i wsp. 2005). Obliczono, że jednoczesne występowanie zwiększonej kifozy i lęku przed upadkiem jest przyczyną 20% upadków (Arnold i wsp. 2005). Badania Kado i wsp. (2007 b)

przeprowadzone na 1883 starszych osobach poddanych czteroletniej obserwacji wykazały, że u 36,3% osób, które upadły, obserwowano pogłębioną kifozę piersiową. Osoby, które upadły, były starsze, cechował je brak aktywności fizycznej oraz gorsza kondycja fizyczna i psychiczna. Informacje uzyskane z wywiadu w badaniach własnych sugerują, że cechy te częściej występują u kobiet z osteoporozą. Obecność dodatkowych czynników w postaci pochylonej sylwetki czy łęku przed upadkiem potęguje zatem zagrożenie.

Dzięki badaniom własnym dowiedziono, że stwierdzona u kobiet z obniżoną masą kostną zmniejszona amplituda wychwiał ciała w badaniach posturografii statycznej nie zwalnia lekarzy i fizjoterapeutów z działań na rzecz poprawy równowagi i zapobiegania upadkom. Przyczyny upadków oraz ich następstwa są bowiem różnorodne. Lekarze i fizjoterapeuci powinni pytać o występowanie zaburzeń równowagi, przebyte upadki czy lęk przed nimi. Wszystkie osoby, zarówno te z upadkami, jak i te bez upadków w wywiadzie, należy poddać badaniom w kierunku zaburzeń stabilności pozycji stojącej, zmian posturalnych i ograniczeń funkcji związanych z motorycznością.

Na podstawie wyników badań własnych stwierdzono, że pochylenie sylwetki do przodu, zmniejszenie lordozy lędźwiowej oraz ograniczenie ruchomości w stawach kończyn dolnych zwiększają zagrożenie niestabilnością i mogą prowadzić do upadków. Podjęcie działań zmierzających do ograniczenia czynników zwiększających ryzyko upadku związane z układem kostnym może zmniejszyć liczbę złamań oraz obniżyć zachorowalność i śmiertelność wśród osób starszych. We wcześniejszych doniesieniach zwrócono uwagę, że zapobieganiu upadkom sprzyja regularna aktywność ruchowa (Ostrowska i Kuczyński 2006). Optymalny program zalecanych ćwiczeń fizycznych powinien zawierać elementy prowadzące do ogólnego wzmocnienia układu mięśniowego. W programie zabiegów kinezyterapeutycznych należy więc uwzględnić korekcję postawy, dynamiczny trening propriocepcji, trening równowagi, zwiększenie gibkości i ruchomości stawów biodrowych oraz poprawę koordynacji ruchowej (Tinetti 2003; Pfeifer i wsp. 2004 a; Nagy i wsp. 2007). Trening wzmacniający mięśnie prostowniki grzbietu może wpłynąć zarówno na zmniejszenie kifozy piersiowej i zwiększenie mobilności stawów, jak i spowolnienie ubytku masy kostnej, redukcję ryzyka złamań kręgow, a przede wszystkim zmniejszenie zagrożenia upadkiem. Postępowanie ukierunkowane na poprawę sprawności funkcjonalnej zalecają również inni autorzy zajmujący się podobną problematyką (Nelson i wsp. 1994; Ryngier i wsp. 2001; Osiński 2002; Hue i wsp. 2004; Pfeifer i wsp. 2004 b; Barr i wsp. 2005; Liu-Ambrose i wsp. 2006; Menz i wsp. 2006).

Wyniki badań własnych świadczą o tym, że istotna dla utrzymania równowagi jest sprawność kończyn dolnych. W przypadku osób z osteoporozą większe znaczenie odgrywają stawy proksymalne. Szczególną uwagę należy zwrócić na poprawę ruchomości stawów biodrowych i wzmocnienie siły mięśni prostowni-

ków i odwodzicieli uda. Należy również zwracać uwagę na zginacze: uda, podudzia i stopy. Ćwiczenia tych mięśni (np. chodzenie na palcach, piętach, zginanie kolan) mogą poprawić kontrolę pozycji stojącej. Trening siły mięśniowej jest szczególnie ważny dla dolnych partii ciała, gdyż utrata siły jest w nich większa niż w częściach górnych. Ćwiczeniom poddane powinny być szczególnie prostowniki i odwodziciele biodra, ponieważ są one ważne dla przemieszczania się, wstawania i marszu. Badania Mac Aule (Osiński 2002) dowodzą, że prawdopodobieństwo upadku w wyniku zastosowanych zabiegów kinezyterapeutycznych może być niższe nawet o 31%.

Otwarte pozostaje pytanie o to, jaka forma aktywności fizycznej najbardziej zapobiega upadkom i towarzyszącym im urazom. Niektórzy autorzy dowodzą, że w zmniejszaniu częstotliwości upadków i łagodzeniu lęku przed upadkiem przydatne są chińskie ćwiczenia tai chi (Wolf i wsp. 1996; Maciaszek i wsp. 2007). Obiecujące wydają się także ćwiczenia w wodzie, pozwalające pacjentom bezpiecznie przeciwyczyć reakcje na zaburzenia równowagi i przewyciężyć obawę przed upadkiem (Suomi i Kocejka 2000). Biorąc pod uwagę następstwa upadków dla zdrowia ciągle starzejącej się populacji, niezbędne są dalsze badania, potwierdzające skuteczność ćwiczeń w zmniejszaniu ryzyka upadków, a także w łagodzeniu ich następstw.

# 6

---

## Wnioski

1. Stabilność postawy ciała kobiet po 40. roku życia zmienia się wraz z wiekiem i rozwojem procesów inwolucyjnych w obrębie narządu ruchu związanych ze zmniejszaniem się masy kostnej i zaburzeniami jej struktury.
2. Postawę ciała kobiet z osteopenią i osteoporozą cechuje mniejszy niż w przypadku kobiet z prawidłową masą kostną zakres i amplituda wychwian w płaszczyźnie strzałkowej oraz skłonność do ograniczania obszaru przemieszczeń środka ciężkości ciała. Różnice te są najwyraźniejsze i statystycznie istotne po 60. roku życia.
3. Wraz z utratą masy kostnej obniża się aktywność toniczna mięśni odpowiedzialnych za stabilizację postawy (zmniejszona sztywność posturalna), a także wolniej tłumione są wychwiania ciała (zmniejszona lepkość posturalna). W płaszczyźnie strzałkowej zmiany te obserwuje się niezależnie od wieku, natomiast w płaszczyźnie czołowej przede wszystkim u kobiet starszych.
4. Ukształtowanie krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa wykazuje związek z wiekiem i gęstością mineralną kości. Kifoza piersiowa zwiększa się z wiekiem niezależnie od stopnia utraty masy kostnej, natomiast lordoza lędźwiowa zmniejsza się wraz z wiekiem i obniżaniem masy kostnej. Oddziaływanie zmian osteoporotycznych na wielkość lordozy lędźwiowej jest wyraźne i statystycznie istotne jeszcze przed 60. rokiem życia.
5. Proces utrzymywania równowagi ciała w pozycji stojącej u kobiet z osteopenią i osteoporozą zależy od przestrzennego ukształtowania tułowia, ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa oraz ruchomości stawów kończyn dolnych, szczególnie od prostowania i odwodzenia uda.
6. U kobiet z osteoporozą częściej dochodzi do upadków w następstwie większych wychwian ciała, pogłębionej kifozy piersiowej, pochylenia tułowia oraz zmniejszonej ruchomości w stawach kończyn dolnych.
7. W badanej grupie kobiet ryzyko wystąpienia upadków nie było związane z wiekiem, gęstością mineralną kości oraz poziomem aktywności, wzrastało natomiast, i to niemal sześciokrotnie, przy subiektywnie odczuwanych zaburzeniach równowagi.

## Aneks

TABELA I. Charakterystyka gęstości mineralnej kości w badanych grupach

Cecha	Norma	Osteopenia	Osteoporoza
Gęstość mineralna kości [g/cm <sup>2</sup> ]	1,118 ± 0,08	0,952 ± 0,04	0,806 ± 0,08
% BMD szczytowej	94,16 ± 6,61	79,69 ± 2,74	67,6 ± 6,54
T-score (SD)	-0,58 ± 0,65	-2,04 ± 0,28	-3,25 ± 0,65
% BMD należnej dla wieku	103,06 ± 8,94	90,39 ± 7,46	80,51 ± 7,71
Z-score (SD)	0,28 ± 0,81	-0,88 ± 0,72	-1,65 ± 0,69

TABELA II. Odsetek kobiet z subiektywnie odczuwanymi zaburzeniami równowagi

Subiektywne poczucie zaburzeń równowagi	Norma		Osteopenia		Osteoporoza		Razem
	N	%	N	%	N	%	N
Tak	41	48,8	35	37,2	108	56,5	184
Nie	43	51,2	59	62,8	83	43,5	185
Test istotności $\chi^2$	$\chi^2 = 9,44$						$\Sigma N = 369$

TABELA III. Odsetek kobiet zgłaszających upadki

Upadki	Norma		Osteopenia		Osteoporoza		Razem
	N	%	N	%	N	%	N
Tak	21	25,0	27	28,7	63	33,0	111
Nie	63	75,0	67	71,3	128	67,0	258
Test istotności $\chi^2$	$\chi^2 = 1,88$						$\Sigma N = 369$

TABELA IV. Stopień codziennej aktywności fizycznej badanych kobiet

Stopień codziennej aktywności fizycznej	Norma		Osteopenia		Osteoporoza		Razem
	N	%	N	%	N	%	N
Duży (I)	43	51,2	43	45,7	70	36,6	156
Umiarkowany (II)	22	26,2	26	27,7	43	22,5	91
Lekki (III)	17	20,2	23	24,5	63	33,0	103
Znikomy (IV)	2	2,4	2	2,1	15	7,9	19
Test istotności $\chi^2$	$\chi^2 = 13,62$						$\Sigma N = 369$

TABELA V. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Kąt $\alpha$	0,086	0,143	0,239	-0,336	0,103	0,124
Kąt $\beta$	0,091	0,432	-1,532	-0,610	1,017	-0,359
Kąt $\gamma$	-0,556	-0,627	-1,749	0,148	0,486	0,186
KPT	-0,647	-0,797	0,388	0,660	0,935	0,758
WKP	0,197	-0,024	2,368	-0,058	-1,088	-0,323
WLL	0,217	0,407	-0,441	-0,518	-0,606	-0,333
Odchylenie standardowe	-1,387	-0,670	0,433	0,539	0,969	-0,129
Zakres	1,368	-0,629	-0,413	0,536	-1,372	-0,200
Średnia prędkość	-1,100	-0,949	0,984	0,980	1,241	0,650
Średni promień	0,167	-0,697	0,042	0,575	-0,537	-0,081

TABELA VI. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Kąt $\alpha$	0,158	0,230	0,679	-0,551	0,350	-0,485
Kąt $\beta$	-0,323	-0,585	-1,171	-0,371	-0,261	-0,183
Kąt $\gamma$	-0,537	-0,110	-1,439	0,691	-0,227	-0,542
KPT	0,923	0,897	0,154	0,454	-0,910	-0,602
WKP	0,352	-0,299	2,323	0,356	-0,279	-0,463
WLL	-0,198	0,027	-1,178	-0,593	-0,686	-0,468
Odchylenie standardowe	0,653	0,037	1,260	0,514	-2,183	-0,547
Zakres	-0,290	0,123	-1,548	0,406	-0,307	-0,444
Średnia prędkość	1,167	0,743	1,024	0,835	-0,194	-0,151
Średni promień	-1,132	-0,128	0,227	0,556	2,192	-0,173

TABELA VII. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Kąt $\alpha$	-1,315	0,142	0,070	0,499	0,155	-0,601
Kąt $\beta$	-0,390	0,406	-1,745	-0,628	1,035	0,178
Kąt $\gamma$	1,730	-0,356	-1,782	-0,004	-0,521	-0,462
KPT	-0,609	0,337	0,004	0,338	0,359	-0,212
WKP	-0,435	0,389	2,337	-0,131	-0,458	-0,253
WLL	2,047	0,434	-0,398	-0,597	-1,070	-0,587
Odchylenie standardowe	1,989	0,480	0,436	0,338	2,618	-0,012
Zakres	0,431	0,508	-1,509	0,165	-1,635	-0,146
Średnia prędkość	0,050	0,374	0,836	0,652	0,694	0,121
Średni promień	-2,131	0,096	0,901	0,617	-1,868	-0,379

TABELA VIII. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Kąt $\alpha$	-1,846	0,015	-1,074	0,532	0,316	-0,371
Kąt $\beta$	-0,427	-0,452	1,301	0,530	0,409	0,127
Kąt $\gamma$	0,158	0,172	0,079	-0,205	-0,004	-0,649
KPT	0,900	0,881	1,146	-0,014	-0,795	-0,709
WKP	-0,018	-0,115	-0,779	0,071	-0,844	-0,467
WLL	1,036	-0,001	1,401	0,693	-0,534	-0,189
Odchylenie standardowe	-1,846	-0,007	2,473	-0,394	3,604	0,226
Zakres	0,318	0,121	-1,503	-0,581	-1,184	0,032
Średnia prędkość	1,215	0,675	-0,557	-0,559	0,097	0,059
Średni promień	0,747	0,171	-1,266	-0,624	-1,894	-0,127

TABELA IX. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Kąt $\alpha$	-0,674	0,090	-2,522	-0,064	-0,065	-0,874
Kąt $\beta$	0,351	0,040	-1,739	-0,104	0,360	0,291
Kąt $\gamma$	-0,718	-0,894	0,689	0,048	-0,200	0,086
KPT	0,230	-0,115	-0,504	-0,192	-0,086	-0,427
WKP	-0,373	-0,540	0,207	0,071	0,194	0,322
WLL	0,675	0,351	3,268	0,156	-0,912	-0,826
Częstotliwość	2,963	0,358	1,963	0,222	1,908	-0,098
Sztywność	-2,481	-0,013	-2,126	-0,138	-1,053	-0,349
Lepkość	-0,240	-0,436	0,083	-0,674	-1,264	-0,177
Tłumienie	0,610	-0,325	-0,509	-0,642	1,776	0,336

TABELA X. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Kąt $\alpha$	1,592	0,137	-1,747	0,069	0,333	0,906
Kąt $\beta$	-0,291	0,166	-1,646	0,003	0,066	-0,342
Kąt $\gamma$	-0,063	0,462	0,003	-0,395	0,325	-0,093
KPT	-0,657	-0,316	-0,846	-0,553	0,211	0,545
WKP	0,916	0,546	0,469	-0,182	-0,612	-0,448
WLL	-1,432	-0,106	2,345	0,278	0,508	0,713
Częstotliwość	-2,294	-0,544	1,580	-0,112	-1,872	-0,167
Sztywność	2,776	-0,141	-2,604	-0,433	0,927	0,156
Lepkość	-1,182	0,203	0,793	-0,700	1,264	0,290
Tłumienie	0,789	0,484	-1,156	-0,502	-1,474	-0,119



TABELA XI. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizny przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Kąt $\alpha$	0,402	0,089	-3,032	0,040	0,284	-0,644
Kąt $\beta$	-0,598	0,099	-0,924	-0,118	-0,509	0,367
Kąt $\gamma$	0,571	0,864	0,571	-0,400	-0,628	-0,060
KPT	-0,274	0,123	0,062	-0,191	-0,777	-0,772
WKP	0,756	0,738	0,609	-0,320	1,097	0,427
WLL	-0,135	-0,063	3,582	0,295	-0,606	-0,429
Częstotliwość	1,324	0,371	1,531	-0,039	0,909	-0,095
Szywność	1,099	0,110	-0,829	-0,395	-0,503	-0,453
Lepkość	0,416	0,789	-1,496	-0,337	-1,449	-0,715
Łmienie	0,697	0,608	1,770	0,133	1,202	-0,178

TABELA XII. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizny przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Kąt $\alpha$	-0,076	0,130	2,610	-0,246	0,006	0,819
Kąt $\beta$	0,131	-0,154	0,108	-0,195	0,506	0,338
Kąt $\gamma$	-1,065	-0,965	0,866	0,556	-0,057	0,219
KPT	0,315	-0,043	-0,624	0,242	-0,037	-0,370
WKP	-0,033	-0,615	0,412	0,269	0,121	0,413
WLL	0,018	0,257	3,044	-0,544	-0,964	0,812
Częstotliwość	2,298	0,382	-0,658	0,330	2,337	0,059
Szywność	-1,685	-0,054	-0,304	0,440	-2,462	-0,379
Lepkość	-0,337	-0,151	1,687	0,192	0,138	-0,387
Łmienie	0,847	-0,023	-2,321	-0,427	0,178	-0,106

TABELA XIII. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Zginanie uda	-0,172	0,552	0,127	0,083	0,199	0,619
Prostowanie uda	0,205	0,594	0,740	-0,521	0,319	0,746
Odwodzenie uda	-0,123	0,451	0,821	0,279	0,365	0,718
Przywodzenie uda	0,241	0,659	-0,100	0,058	0,224	0,632
Zginanie podudzia	0,584	0,693	0,615	0,169	-0,001	0,449
Zginanie stopy	0,361	0,697	-0,086	-0,143	0,088	0,562
Prostowanie stopy	0,407	0,659	-0,717	-0,401	0,282	0,687
Odchylenie standardowe	-0,755	-0,738	-1,687	-0,054	-0,842	-0,507
Zakres	1,053	-0,698	-0,031	-0,001	-0,322	-0,549
Średnia prędkość	-0,893	-0,945	0,533	0,545	-1,066	-0,957
Średni promień	-0,420	-0,811	1,162	0,380	0,644	0,420

TABELA XIV. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Zginanie uda	-0,224	-0,685	-0,658	-0,767	-0,431	-0,610
Prostowanie uda	-0,311	-0,475	-0,447	-0,696	0,025	-0,434
Odwodzenie uda	0,241	0,467	0,131	-0,509	-0,191	-0,625
Przywodzenie uda	-0,104	-0,314	0,392	0,039	-0,248	-0,510
Zginanie podudzia	-0,398	-0,793	-0,078	-0,495	0,254	0,215
Zginanie stopy	-0,228	-0,647	-0,386	-0,028	0,001	0,400
Prostowanie stopy	-0,314	-0,734	-0,215	0,320	-0,659	-0,833
Odchylenie standardowe	1,104	0,900	2,300	0,399	1,101	0,462
Zakres	-0,138	0,900	-1,058	0,350	0,039	0,509
Średnia prędkość	0,509	0,868	0,948	0,698	1,005	0,866
Średni promień	-0,405	0,785	-1,506	0,136	-1,283	0,312

TABELA XV. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Zginanie uda	0,309	-0,475	-0,480	0,138	0,429	-0,120
Prostowanie uda	-0,288	-0,615	-0,071	0,078	-0,182	0,089
Odwodzenie uda	0,015	-0,485	0,295	0,240	1,020	0,815
Przywodzenie uda	-0,375	-0,733	0,144	0,221	-0,335	-0,069
Zginanie podudzia	-0,105	-0,374	0,967	0,487	0,215	-0,261
Zginanie stopy	-0,473	-0,699	-0,982	-0,436	0,249	0,206
Prostowanie stopy	-0,418	-0,784	0,393	0,173	0,002	0,133
Odchylenie standardowe	0,137	0,876	-1,065	0,730	3,095	0,560
Zakres	-0,247	0,855	1,764	0,899	-1,838	0,295
Średnia prędkość	0,694	0,948	0,354	0,746	0,370	0,372
Średni promień	0,480	0,900	-0,135	0,548	-1,278	0,258

TABELA XVI. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Zginanie uda	0,534	-0,328	0,015	-0,057	-0,493	-0,388
Prostowanie uda	-0,255	-0,549	0,039	-0,085	-0,062	-0,270
Odwodzenie uda	0,113	-0,349	0,033	-0,136	0,137	-0,289
Przywodzenie uda	-0,421	-0,668	0,002	-0,206	0,316	-0,405
Zginanie podudzia	-0,387	-0,510	0,372	-0,009	0,720	0,240
Zginanie stopy	-0,297	-0,610	-1,175	-0,938	-0,012	-0,256
Prostowanie stopy	-0,582	-0,710	0,191	-0,251	-0,740	-0,719
Odchylenie standardowe	0,036	0,296	-0,236	0,891	-3,142	0,155
Zakres	-1,675	0,239	1,257	0,993	1,569	0,364
Średnia prędkość	1,152	0,724	0,005	0,747	0,612	0,517
Średni promień	1,151	0,482	-0,059	0,708	1,519	0,395

TABELA XVII. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Zginanie uda	-0,133	0,239	-0,605	-0,753	0,271	0,544
Prostowanie uda	0,400	0,502	-0,039	-0,312	-0,184	0,229
Odwodzenie uda	0,278	0,350	0,346	-0,116	0,096	0,254
Przywodzenie uda	-0,268	0,049	-0,133	-0,332	0,244	0,380
Zginanie podudzia	-0,839	0,853	-0,633	-0,812	0,671	0,725
Zginanie stopy	-0,121	0,066	0,356	0,004	0,289	0,380
Prostowanie stopy	-0,274	-0,136	0,111	0,064	0,638	-0,276
Częstotliwość	0,511	-0,634	-1,823	0,487	2,228	0,198
Sztywność	-0,906	-0,846	2,563	0,773	-1,640	-0,555
Lepkość	-0,785	-0,406	-0,256	0,399	-0,866	-0,188
Tłumienie	0,543	0,403	-0,049	-0,196	0,831	-0,274

TABELA XVIII. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Zginanie uda	0,185	0,387	0,676	0,887	-0,573	-0,693
Prostowanie uda	0,359	0,518	0,073	0,464	0,404	-0,079
Odwodzenie uda	0,005	0,281	0,008	0,449	0,084	-0,138
Przywodzenie uda	-0,286	0,087	0,110	0,422	-0,215	-0,305
Zginanie podudzia	0,819	0,883	0,426	0,799	0,594	-0,710
Zginanie stopy	0,026	-0,108	-0,375	0,052	-0,271	-0,353
Prostowanie stopy	-0,332	0,191	-0,113	0,051	0,421	0,144
Częstotliwość	1,087	-0,671	1,710	-0,285	-1,460	0,297
Sztywność	-1,468	-0,846	-1,610	-0,021	1,211	0,618
Lepkość	-0,345	-0,406	-0,838	-0,654	1,042	0,512
Tłumienie	0,776	0,403	0,719	-0,086	-1,097	-0,136

TABELA XIX. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Zginanie uda	-0,059	0,381	0,563	0,809	-0,569	-0,681
Prostowanie uda	0,635	0,763	0,258	0,554	0,464	-0,039
Odwodzenie uda	-0,004	0,330	-0,279	0,421	-0,038	-0,219
Przywodzenie uda	-0,280	0,188	0,359	0,591	-0,330	-0,399
Zginanie podudzia	0,645	0,784	0,282	0,745	-0,578	-0,683
Zginanie stopy	0,237	0,422	-0,190	0,143	-0,121	0,247
Prostowanie stopy	-0,120	0,114	0,346	-0,111	0,424	0,149
Częstotliwość	1,300	-0,367	2,288	0,074	-1,874	-0,257
Sztywność	-2,038	-0,170	-2,875	-0,629	1,712	0,257
Lepkość	0,278	-0,530	0,744	-0,356	0,206	0,534
Tłumienie	-0,190	-0,256	0,750	-0,388	-0,151	0,344

TABELA XX. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet

Zmienne	Norma		Osteopenia		Osteoporoza	
	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne	wagi kanoniczne	ładunki kanoniczne
Zginanie uda	-0,876	-0,180	0,248	0,712	-0,578	-0,683
Prostowanie uda	0,688	0,592	0,083	0,474	0,412	-0,019
Odwodzenie uda	0,109	0,089	0,421	0,665	0,111	-0,071
Przywodzenie uda	-0,099	0,024	0,363	0,651	-0,258	0,295
Zginanie podudzia	0,698	0,595	0,394	0,686	0,610	-0,685
Zginanie stopy	0,088	0,155	0,429	0,015	-0,159	-0,231
Prostowanie stopy	0,088	0,015	0,240	0,016	0,468	-0,255
Częstotliwość	0,751	-0,505	2,148	-0,172	-1,653	-0,086
Sztywność	-0,517	-0,117	-2,592	-0,531	1,117	0,328
Lepkość	-1,015	0,621	0,053	-0,532	1,255	0,618
Tłumienie	1,511	-0,715	-0,136	-0,155	-1,182	0,242

## Bibliografia

- Abdel-Hamid Osman A., Bassiouni H., Koutri R., Nijs J., Geusens P., Dequeker J. (1994) Aging of the thoracic spine: distinction between wedging in osteoarthritis and fracture in osteoporosis – a cross-sectional and longitudinal study. *Bone*, 15(4), 437–442.
- Agarwal G.C., Gottlieb G.L. (1977) Compliance of human ankle joint. *Trans ASME*, 99, 166–170.
- Alexander N.B. (1994) Postural control in older adults. *J Am Geriatr Soc*, 42(1), 93–108.
- Arnold C.M., Busch A.J., Schacher C.L., Harrison L., Olszynski W. (2005) The relationship of intrinsic fall risk factors to a recent history of falling in older women with osteoporosis. *J Orthop Sports Ther*, 35(7), 452–460.
- Ashley M.J., Gryfe C.I., Amies A. (1977) A longitudinal study of falls in an elderly population II. Some circumstances of falling. *Age Ageing*, 6(4), 211–220.
- Badurski J.E. (2003) Osteoporoz a złamania. Blackhorse, Warszawa.
- Baloh R.W., Corona S., Jacobson K.M., Enrietto J.A., Bell T. (1998 a) A prospective study of posturography in normal older people. *J Am Geriatr Soc*, 46(4), 438–443.
- Baloh R.W., Fife T.D., Zwierling L., Socotch T., Jacobson K.M., Bell T., Beykirch K. (1994) Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. *J Am Geriatr Soc*, 42(4), 405–412.
- Baloh R.W., Jacobson K.M., Enrietto J.A., Corona S., Honrubia V. (1998 b) Balance disorders in older persons; quantification with posturography. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 119(1), 89–92.
- Baloh R.W., Spain S., Socotch T.M., Jacobson K.M., Bell T. (1995) Posturography and balance problems in older people. *J Am Geriatr Soc*, 43(6), 638–644.
- Baratto L., Morasso P.G., Re C., Spada G. (2002) A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*, 6(3), 246–270.
- Barr E.L., Browning C., Lord S.R., Menz H.B., Kendig H. (2005) Foot and leg problems are important determinants of functional status in community dwelling older people. *Disabil Rehabil*, 27(16), 917–923.
- Bartynski W.S., Heller M.T., Grahovac S.Z., Rothfus W.E., Kurs-Lasky M. (2005) Severe thoracic kyphosis in the older patient in the absence of vertebral fracture: association of extreme curve with age. *AJNR Am J Neuroradiol*, 26(8), 2077–2085.
- Beiseigel J.M., Rountree H.K., Nickols-Richardson S.M. (2000) Body composition and mineral density in moderately active young adult females with normal body mass index. *J Bone Miner Res*, 15, suppl. 1, 335–340.
- Benjuya N., Melzer I. (1998) Dual-task assessment of postural control in elderly. [W:] S. Kornecki (red.) *The Problem of Muscular Synergizm with Special Emphasis on Stabilising Functions of Skeletal Muscles. Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 55, 121–122.
- Bergenudd H., Nilsson B., Udén A., Willner S. (1989) Bone mineral content, gender, body posture, and build in relation to back pain in middle age. *Spine*, 14(6), 577–579.
- Bień B., Synak B. (2001) Stan zdrowia i sprawność populacji ludzi starych w Polsce w roku 2000. [W:] J. Charzewski (red.) *Problemy starzenia. AWF, Warszawa*, 21–36.

- Biercewicz M., Kędziora-Kornatowska K. (2005) Upadki – istotny problem medyczny osób w wieku podeszłym. *Kwart Ortop*, 1, 8–11.
- Bischoff-Ferrari H.A., Dawson-Hughes B., Staehelin H.B., Orav J.E., Stuck A.E., Theiler R., Wong J.B., Egli A., Kiel D.P., Henschkowski J. (2009) Fall prevention with supplemental and active forms of vitamin D: a meta-analysis of randomised controlled trials. *BMJ*, 339 3692.
- Bischoff-Ferrari H.A., Stähelin H.B., Dick W., Akos R., Knecht M., Salis C., Nebiker M., Theiler R., Pfeifer M., Begerow B., Lew R.A., Conzelmann M. (2003) Effects of vitamin D and calcium supplementation on falls: a randomized controlled trial. *J Bone Miner Res*, 18(7), 343–351.
- Black D.M., Steinbuch M., Palermo L., Dargent-Molina P., Lindsay R., Hoseyni M.S., Johnell O. (2001) An assessment tool for predicting fracture risk in postmenopausal women. *Osteoporos Int*, 12(7), 519–528.
- Blimkie C.J., Sale D.G., Bar-Or O. (1990) Voluntary strength, evoked twitch contractile properties and motor unit activation of knee extensors in obese and non-obese adolescent males. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 61(3–4), 313–318.
- Bliuc D., Nguyen N.D., Milch V.E., Nguyen T.V., Eisman J.A., Center J.R. (2009) Mortality risk associated with low-trauma osteoporotic fracture and subsequent fracture in men and women. *JAMA*, 301(5), 513–521.
- Błaszczuk J.W. (1993) Kontrola stabilności postawy ciała. *Kosmos*, 42(2), 473–486.
- Błaszczuk J.W. (2004) Biomechanika kliniczna. PZWL, Warszawa.
- Błaszczuk J.W., Czerwosz L. (2005) Stabilność posturalna w procesie starzenia. *Gerontologia Polska*, 13(1), 25–36.
- Błaszczuk J.W., Hansen P.D., Lowe D.L. (1993 a) Evaluation of the postural stability in man: movement and posture interaction. *Acta Neurobiol Exp*, 53(1), 155–160.
- Błaszczuk J.W., Klonowski W. (2001) Postural stability and fractal dynamics. *Acta Neurobiol Exp*, 61(2), 105–112.
- Błaszczuk J.W., Lowe D.L., Hansen P.D. (1993 b) Age related changes in the perception of support surface inclination during quiet stance. *Gait Posture*, 1, 161–165.
- Błaszczuk J.W., Lowe D.L., Hansen P.D. (1994) Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait Posture*, 2(1), 11–17.
- Błaszczuk J.W., Prince F., Raiche M., Hébert R. (2000) Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *J Biomech*, 33(10), 1243–1248.
- Borowy P., Czerwiński E., Działek P., Osieleniec J. (2003) Ocena ryzyka upadków chorych z osteoporozą. *Postępy Osteoartrologii*, 14, supl. 1, 45–85.
- Boyle J.J., Milne N., Singer K.P. (2002) Influence of age on cervicothoracic spinal curvature: an ex vivo radiographic survey. *Clin Biomech*, 17(5), 361–367.
- Bräuer D., Seidel H. (1978) The autoregressive time series modelling of stabilograms. *Acta Biol Med Ger*, 37(8), 1221–1227.
- Brauer S.G., Burns Y.R., Galley P. (2000) A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 55(8), M469–476.
- Browner W.S., Pressman A.R., Nevitt M.C., Cummings S.R. (1996) Mortality following fractures in older women. The study of osteoporosis fractures. *Arch Inter Med*, 156(14), 1521–1525.

- Brumagne S., Cordo P., Lysens R., Verschueren S., Swinnen S. (2000) The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine*, 25(8), 989–994.
- Burger H.G. (2000) Osteoporosis prevention and treatment. *Med J Aust*, 173(3), 167–168.
- Cannon B.M. (1973) Dynamika układów fizycznych. WNT, Warszawa.
- Canon S.C., Zahalak G.I. (1982) The mechanical behavior of active human skeletal muscle in small oscillations. *J Biomech*, 15, 111–121.
- Carpenter M.G., Frank J.S., Silcher C.P. (1999) Surface height effects on postural control: a hypothesis for a stiffness strategy for stance. *J Vestib Res*, 9(4), 277–286.
- Carpenter M.G., Frank J.S., Silcher C.P., Peysar G.W. (2001) The influence of postural threat on the control of upright stance. *Exp Brain Res*, 138(2), 210–218.
- Chabros E., Charzewska J., Rogalska-Niedźwiedź M. (1998) Zmiany wskaźników antropometrycznych stanu odżywienia osób w wieku podeszłym z Warszawy w czasie 5 lat. *Żywnienie Człowieka i Metabolizm*, 1, 3–15.
- Chamela-Bilińska D., Szczepańska J., Kuczyński M. (2005) Stabilność postawy stojącej u osób z deficytem poznawczym. *Annales Universitatis Mariae Curie-Skłodowska Sect. D Med*, 60, suppl. 16(1), 222–225.
- Chow R.K., Harrison J.E. (1987) Relationship of kyphosis to physical fitness and bone mass on post-menopausal women. *Am J Phys Med*, 66(5), 219–227.
- Cohen H., Keshner A. (1989) Current concepts of the vestibular system reviewed: 2/visual/ vestibular interaction and spatial orientation. *Am J Occup Ther*, 43(5), 331–338.
- Coleman P.D. (1982) Morphology of the aging central nervous system: Not all downhill. [W:] J. Mortimer, F. Pirozzolo, G. Maletta (red.) *The Aging Motor System*. Praeger, New York, 7–35.
- Collins J.J., De Luca C.D. (1995) The effect of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp Brain Res*, 103(1), 151–163.
- Cortet B., Houvenagel E., Puisieux F., Roches E., Garnier P., Delcambre B. (1999) Spinal curvatures and quality of life in women with vertebral fractures secondary to osteoporosis. *Spine*, 24(18), 1921–1925.
- Cortet B., Roches E., Logier R., Houvenagel E., Gaydier-Souquières G., Puisieux F., Delcambre B. (2002) Evaluation of spinal curvatures after a recent osteoporotic vertebral fracture. *Joint Bone Spine*, 69(2), 201–208.
- Culham E.G., Jimenez H.A., King C.E. (1994) Thoracic kyphosis, rib mobility, and lung volumes in normal women and women with osteoporosis. *Spine*, 19(1), 1250–1255.
- Cummings S.R., Black D.M., Nevitt M.C., Browner W.S., Cauley J.A., Genant H.K., Mascioli S.R., Scott J.C., Seeley D.G., Steiger P., Vogt T.M. (1990) Appendicular bone density and age predict hip fracture in women. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *JAMA*, 263(5), 665–668.
- Cummings S.R., Melton III L.J. (2002) Epidemiology and outcomes of osteoporotic fracture. *Lancet*, 359, 1761–1767.
- Cummings S.R., Nevitt M.C. (1994) Falls. *N Engl J Med*, 331(14), 872–873.
- Cummings S.R., Nevitt M.C., Browner W.S., Stone K., Fox K.M., Ensrud K.E., Cauley J., Black D., Vogt T.M. (1995) Risk factors for hip fracture in white women. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *N Engl J Med*, 333(12), 767–773.
- Czerwiński E., Białoszewski D., Borowy P., Kumorek A., Białoszewski A. (2008) Epide-



- miologia, znaczenie kliniczne oraz koszty i profilaktyka upadków u osób starszych. *Ortop Traumatol Rehabil*, 10(5), 419–427.
- Czerwiński E., Borowy P., Jasiak B. (2006) Współczesne zasady zapobiegania upadkom z wykorzystaniem rehabilitacji. *Ortop Traumatol Rehabil*, 4(6), 380–386.
- Czerwiński E., Lorenc R., Marcinkowska-Suchowierska E., Milewicz A. (2006) Stanowisko Polskiego Towarzystwa Osteoartrologii i Wielodyscyplinarnego Forum Osteoporotycznego w sprawie Standardów Diagnostyki i Leczenia Osteoporozy w Polsce. *Ortop Traumatol Rehabil*, 8(4), 460–472.
- Dawson-Hughes B., Shipp C., Sadowski L., Dallal G. (1987) Bone density of the radius, spine and hip in relation to percent ideal body weight in postmenopausal women. *Calcif Tissue Int*, 40(6), 310–314.
- De Smet A.A., Robinson R.A., Johnson B.E., Lukert B.P. (1988) Spinal compression fractures in osteoporotic women: patterns and relationship to hyperkyphosis. *Radiology*, 166(2), 497–500.
- de Groot C.P., Perdigao A.L., Deurenberg P. (1996) Longitudinal changes in anthropometric characteristics of elderly Europeans. *Eur J Clin Nutr*, 50, suppl. 2, 59–115.
- Diener H.C., Dichgans J., Bruzek W., Selinka H. (1982) Stabilization of human posture during induced oscillations of the body. *Exp Brain Res*, 45(1), 126–132.
- Diener H.C., Horak F.B., Nashner L.M. (1988) Influence of stimulus parameters on human postural response. *J Neurophysiol*, 59(6), 1888–1905.
- Dorfman L.J., Bosley T.M. (1979) Age-related changes in peripheral and central nerve conduction in man. *Neurology*, 29(1), 38–44.
- Dornan J., Fernie G.R., Holliday P.J. (1978) Visual input: its importance in the control of postural sway. *Arch Phys Med Rehabil*, 59(12), 586–591.
- Dworak A., Ciszek E., Sosin P., Czerwiński E. (1999) Ćwiczenia ruchowe – znaczenie w profilaktyce i leczeniu osteoporozy. *Medicina Sportiva*, 3, supl. 2, 61–72.
- Dworak L. (1991) Niektóre metody badawcze biomechaniki i ich zastosowanie w sporcie, medycynie i ergonomii. *Skrypty AWF w Poznaniu*, 91.
- Edmondston S.J., Singer K.P., Price R.I., Day R.E., Breidahl P.D. (1994) The relationship between bone mineral density, vertebral body shape and spinal curvature in the elderly thoracolumbar spine: an in vitro study. *Br J Radiol*, 67(802), 969–975.
- Ekblad S., Bergendhal A., Enler P., Ledin T., Mollen C., Hammar M. (2000 a) Disturbance in postural balance are common in postmenopausal women with vasomotor symptoms. *Climacteric*, 3, 192–198.
- Ekblad S., Lönnberg B., Berg G., Odkvist L., Ledin T., Hammar M. (2000 b) Estrogen effects on postural balance in postmenopausal women without vasomotor symptoms: a randomised masked trial. *Obstet Gynecol*, 95(2), 278–283.
- el-Sayyad M.M. (1986) Comparison of roentgenography and moiré topography for quantifying spinal curvature. *Phys Ther*, 66(7), 1078–1082.
- Ensrud K.E., Black D.M., Harris F., Ettinger B., Cummings S.R. (1997) Correlates of kyphosis in older women. The Fracture Intervention Trial Research Group. *J Am Geriatr Soc*, 45(6), 682–687.
- Ettinger B., Black D.M., Palermo L., Nevitt M.C., Melnikoff S., Cummings S.R. (1994) Kyphosis in older women and its relation to back pain, disability and osteopenia: the study of osteoporotic fractures. *Osteoporos Int*, 4(1), 55–60.

- Fernie G.R., Gryfe C.I., Holliday P.J., Llewellyn A. (1982) The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age Ageing*, 11(1), 11–16.
- Fidzsimmons A., Freundlich B., Bonner F. (1997) Osteoporosis and rehabilitation. *Physic Rehabil Medicin*, 9, 331–353.
- Finsen V. (1988) Improvements in general health among the elderly: a factor in the rising incidence of hip fractures? *J Epidemiol Community Health*, 42(2), 200–203.
- Fitzpatrick R.C., Taylor J.L., McCloskey D.L. (1992) Ankle stiffness of standing humans in response to imperceptible perturbation: reflex and task-dependent components. *J Physiol*, 454, 533–547.
- Fon G.T., Pitt M.J., Thies A.C. Jr (1980) Thoracic kyphosis: range in normal subject. *AJR Am J Roentgenol*, 134, 979–983.
- Francis R.M. (2001) Falls and fractures. *Age Ageing*, 30, suppl. 4, 25–28.
- Friedman S.M., Munoz B., West S.K., Rubin G.S., Fried L.P. (2002) Falls and fear of falling: which comes first? A longitudinal prediction model suggests strategies for primary and secondary prevention. *J Am Geriatr Soc*, 50(8), 1329–1335.
- Frontera W.R., Hughes V.A., Lutz K.J., Evans W.J. (1991) A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-year old men and women. *J Appl Physiol*, 71(2), 644–650.
- Frost H.M. (1983) A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res*, 175, 286–292.
- Galus K., Kocemba J. (1999) MSD Podręcznik geriatrici. Urban & Partner, Wrocław, 70–85.
- Gass M., Dawson-Hughes B. (2006) Preventing osteoporosis-related fractures: an overview. *Am J Med*, 119 (4 Suppl. 1), 3–11.
- Gatev P., Thomas S., Kepple T., Hallett M. (1999) Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol*, 514, 915–928.
- Gehlsen G.M., Whaley M.H. (1990) Falls in the elderly: Part I. Gait. *Arch Phys Med Rehabil*, 71(10), 735–738.
- Gehlsen G.M., Whaley M.H. (1990) Falls in the elderly: Part II. Balance, strength, flexibility. *Arch Phys Med Rehabil*, 71(10), 739–741.
- Gerson L.W., Jarjoura D., McCord G. (1987) Risk of imbalance in elderly people with impaired hearing or vision. *Age Ageing*, 18(1), 31–34.
- Geusens P., Autier P., Boonen S., Vanhoof J., Declerck K., Raus J. (2002) The relationship among history of falls, osteoporosis, and fractures in postmenopausal women. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(7), 903–906.
- Giemza Cz., Ostrowska B., Matczak-Giemza M. (2007) The effect of physiotherapy training programme on postural stability in men with hip osteoarthritis. *Ageing Male*, 10(2), 67–70.
- Giemza Cz., Skolimowski T., Ostrowska B., Bieć E. (2002) Dynamika zmian parametrów równowagi u osób z chorobą zwyrodnieniową stawów biodrowych. *Fizjoterapia*, 10(1), 36–40.
- Gill K.P., Callaghan M.J. (1998) The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. *Spine*, 23(3), 371–377.
- Goh S., Price R.I., Leedman P.J., Singer K.P. (1999) The relative influence of vertebral

- body and intervertebral disc shape on thoracic kyphosis. *Clin Biomech*, 14(7), 439–448.
- Golema M. (1981) Biomechaniczne badania regulacji równowagi u człowieka. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 2.
- Golema M. (1987) Stabilność pozycji stojącej. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 17.
- Golema M. (2002) Charakterystyka procesu utrzymywania równowagi ciała człowieka w obrazie stabilograficznym, *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 64.
- Golema M., Jaśkiewicz G. (1980) Matematyczna interpretacja procesu utrzymywania równowagi w pozycji stojącej. *Wych Fiz i Sport*, 3, 9–22.
- Greve J., Alonso A., Bordini A., Camanho G. (2007) Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics*, 62(6), 717–720.
- Grochmal S. (1985) Neuropatologiczne mechanizmy w powstawaniu wad postaw. *Kult Fiz*, 39, 1–2, 24–26.
- Gurfinkel V.S., Koc J.M., Szik M.L. (1965) Regulacja pozy człowieka. Nauka, Moskwa.
- Hakkinen K., Hakkinen A. (1991) Muscle cross-sectional area force production and relaxation characteristics in women at different ages. *Eur J Appl Physiol*, 62(6), 410–414.
- Hammerberg E.M., Wood K.B. (2003) Sagittal profile of the elderly. *J Spinal Disord Tech*, 16(1), 44–50.
- Harrison D.E., Janik T.J., Harrison D.D., Cailliet R., Harmon S.F. (2002) Can the thoracic kyphosis be modeled with a simple geometric shape? The results of circular and elliptical modeling in 80 asymptomatic patients. *J Spinal Disord Tech*, 15(3), 213–220.
- Hayashi Y. (2005) Active vitamin D metabolite and prevention of falls. *Clin Calcium*, 15(4), 655–660.
- Hendry N.G. (1958) The hydration of the nucleus pulposus and its relation to intervertebral disc derangement. *J Bone Joint Surg Br*, 40(1), 132–144.
- Hinman R.S., Bennell K.L., Metcalf B.R., Crossley K.M. (2002) Balance impairments in individuals with symptomatic knee osteoarthritis: a comparison with matched controls using clinical tests. *Rheumatology*, 41(12), 1388–1394.
- Hjortland M.C., McNamara P.M., Kannel W.B. (1976) Some atherogenic concomitants of menopause: the Framingham Study. *Am J Epidemiol*, 103(3), 304–311.
- Hobeika C.P. (1999) Equilibrium and balance in the elderly. *Ear Nose Throat J*, 78(8), 558–566.
- Holic M.F. (2007) Optimal vitamin D status for the prevention and treatment of osteoporosis. *Drugs Aging*, 24(12), 1017–1029.
- Horak F.B. (1987) Clinical measurement of postural control in adults. *Phys Ther*, 67(12), 1881–1885.
- Horak F.B., Nashner L.M. (1986) Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations. *J Neurophysiol*, 55(6), 1369–1381.
- Horak F.B., Nashner L.M., Diener H.C. (1990) Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res*, 82(1), 167–177.
- Horak F.B., Nutt J.G., Nashner L.M. (1992) Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *J Neurol Sci*, 111(1), 46–58.
- Hornbrook M.C., Stevens V.J., Wingfield D.J., Hollis J.F., Greenlick M.R., Ory M.G.

- (1994) Preventing falls among community-dwelling older persons: results from a randomized trial. *Gerontologist*, 34(1), 16–23.
- Huang M.H., Barrett-Connor E., Greendale G.A., Kado D.M. (2006) Hyperkyphotic posture and risk of future osteoporotic fractures: The Rancho Bernardo Study. *J Bone Miner Res*, 21(3), 419–423.
- Hue O.A., Seynnes O., Ledrole D., Colson S.S., Bernard P.L. (2004) Effects of physical activity program on postural stability in older people. *Aging Clin Exp Res*, 16(5), 356–362.
- Hunter I.W., Kearney R.E. (1982) Dynamics of human ankle stiffness: variation with mean ankle torque. *J Biomech*, 15(10), 747–752.
- Hurley M.V., Rees J., Newham D.J. (1998) Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. *Age Ageing*, 27(1), 55–62.
- Ignasiak Z., Sławińska T. (1993) Akceleracja rozwoju i zmian sekularnych cech morfologicznych młodzieży wrocławskiej. *Przegląd Antropologiczny*, 56, 109–113.
- Inglis J.T., Horak F.B., Shupert C.L., Jones-Rycewicz C. (1994) The importance of somatosensory information in triggering and scaling automatic postural responses in humans. *Exp Brain Res*, 101(1), 159–164.
- Ishikawa Y., Miyakoshi N., Kasukawa Y., Hongo M., Shimada Y. (2009) Spinal curvature and postural balance in patients with osteoporosis. *Osteoporos Int*, w druku.
- Ismail A.A., Cooper C., Felsenberg D., Varlow J., Kanis J.A., Silman A.J., O’Neill T.W., Diacinti D., Acca M., D’Erasmus E., Tomei E., Mazzuoli G.F. (1995) Number and type of vertebral deformities: epidemiological characteristic and relation to back pain and height loss. European Vertebral Osteoporosis Study Group. *Osteoporos Int*, 5(6), 426–429.
- Itoi E. (1991) Roentgenographic analysis of posture in spinal osteoporosis. *Spine*, 16(7), 750–756.
- Jeka J., Kiemel T., Creath R., Horak F., Peterka R. (2004) Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration. *J Neurophysiol*, 92(4), 2368–2379.
- Jenkins D.P., Cochran T.H. (1969) Osteoporosis: the dramatic effect of disuse of an extremity. *Clin Orthop Relat Res*, 64, 128–134.
- Jędrzejuk D. (1997) Zależność BMD kośćca obwodowego od BMI u kobiet. *Terapia*, 10, 59–63.
- Johnell O., Gullberg B., Allander E., Kanis J.A. (1992) The apparent incidence of hip fracture in Europe: a study of national register sources. MEDOS Study Group *Osteoporos Int*, 2(6), 298–302.
- Kabsch A. (2000) Niepełnosprawność jako wynik procesów starzenia. *Ergonomia*, 23 (1–2), 57–77.
- Kabsch A. (2001) Niepełnosprawność towarzysząca procesom starzenia wyzwaniem dla fizjoterapii. *Fizjoterapia*, 3, 3–19.
- Kado D.M., Browner W.S., Palermo L., Nevitt M.C., Genant H.K., Cummings S.R. (1999) Vertebral fractures and mortality in older women: a prospective study. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Arch Intern Med*, 159, 1215–1220.
- Kado D.M., Huang M.H., Nguyen C.B., Barrett-Connor E., Greendale G.A. (2005) Hyperkyphotic posture and poor physical functional ability in older community-

- dwelling men and women: The Rancho Bernardo Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 62, 653–657.
- Kado D.M., Huang M.H., Nguyen C.B., Barrett-Connor E., Greendale G.A. (2007 b) Hyperkyphotic posture and risk of injurious falls in older persons: The Rancho Bernardo Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 62(6), 652–657.
- Kado D.M., Prenovost K., Crandall K. (2007 a) Narrative reviews: Hyperkyphosis in older persons. *Ann Intern Med*, 147(5), 330–338.
- Kalliomäki J.L., Siltavuori L., Virtama P. (1973) Stature and aging. *J Am Geriatr Soc*, 11, 504–506.
- Kanis J.A. (1994) Osteoporosis and its consequences. [W:] J.A. Kanis (red.) Osteoporosis England. Backwell Science, Oxford, 1–21.
- Kanis J.A., Glüer C.C. (2000) An update on the diagnosis and assessment of osteoporosis with densitometry. Committee of Scientific Advisors, International Osteoporosis Foundation. *Osteoporos Int*, 11(3), 192–202.
- Kannus P. (1999) Preventing osteoporosis, falls, and fractures among elderly people. Promotion of lifelong physical activity is essential. *BMJ*, 318(178), 205–206.
- Kannus P., Niemi S., Palvanen M., Parkkari J., Pasanen M., Järvinen M., Vuori I. (2001) Continuously rising problem of osteoporotic knee fractures in elderly women: nationwide statistics in Finland in 1970–1999 and predictions until the year 2030. *Bone*, 29(5), 419–423.
- King M.B., Judge J.O., Wolfson L.I. (1994) Functional base of support decreases with age. *J Gerontol*, 49(6), M258–263.
- Kitagawa K., Miyashita M. (1978) Muscle strengths in relation to fat storage rate in young men. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 38(3), 189–196.
- Knapowski J. (2000) Patofizjologiczne podstawy procesu starzenia się ustroju. *Ergonomia*, 1–2, 31–44.
- Kriesel G. (1989) Zmienność wybranych cech somatycznych kobiet i mężczyzn w końcowych fazach ontogenezy. *Przegląd Antropologiczny*, 53, 75–80.
- Księżopolska-Orłowska K. (2004) Zapobieganie upadkom i rehabilitacja. *Med Dypl*, Osteoporoza, wyd. specjalne, 50–53.
- Księżopolska-Pietrzak K. (1999) Zasady rehabilitacji i ochrona narządu ruchu w osteoporozie. [W:] R.S. Lorens, A. Warenik-Szymankiewicz (red.) Leczenie osteoporozy. Osteoforum, Warszawa, 159–176.
- Kuczyński M. (1998) Task-related changes in biomechanical properties of ankle joints during standing. [W:] S. Kornecki (red.) The Problem of Muscular Synergism with Special Emphasis on Stabilising Functions of Skeletal Muscles. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 55, 123–128.
- Kuczyński M. (1999) The second order autoregressive model in the evaluation of postural stability. *Gait Posture*, 9, 50–56.
- Kuczyński M. (2000) Regulacja pozycji pionowej człowieka: od metod oceny do mechanizmów. *Człowiek i Ruch (Human Movement)*, 2(2), 34–44.
- Kuczyński M. (2001 a) The role of postural stiffness and damping in maintaining upright stance. [W:] R. Dengler, A.R. Kossev (red.) Sensorimotor Control. *NATO Science Series*, 1, 326, 112–123.
- Kuczyński M. (2001 b) Visco-elastic control of posture. *Człowiek i Ruch (Human Movement)*, 2(4), 33–38.

- Kuczyński M. (2002) Postural sway vs. postural strategies in quiet standing. [W:] S. Kordecki (red.) *Origins of Biomechanics: Factors of regress and progress. Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 67, 69–75.
- Kuczyński M. (2003) Model lepko-sprężysty w badaniach stabilności postawy człowieka. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 65.
- Kuczyński M., Dean E., Jones A. (2002) The visco-elastic model of control of standing balance: preliminary norms and clinical implications. *Człowiek i Ruch (Human Movement)*, 1(5), 5–13.
- Kuczyński M., Ostrowska B. (2006) Understanding falls in osteoporosis: The viscoelastic modeling perspective. *Gait Posture*, 26, 51–58.
- Kuczyński M., Paluch P. (1999) Postural stability in patients with back pain. *Acta Bioengineering and Biomechanics*, 1(2), 19–23.
- Kutzner-Kozińska M. (1981) Korekcja wad postawy. WSiP, Warszawa.
- Lajoie Y., Gallagher S.P. (2004) Predicting falls within the elderly community: comparison of postural sway, reaction time, the Berg balance scale and the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale for comparing fallers and non-fallers. *Arch Gerontol Geriatr*, 38(1), 11–26.
- Laufer Y., Barak Y., Chemel I. (2006) Age-related differences in the effect of a perceived threat to stability on postural control. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 61(5), 500–504.
- Laughton C.A., Slavin M., Katdare K., Nolan L., Bean J.F., Kerrigan D.C., Phillips E., Lipsitz L.A., Collins J.J. (2003) Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait Posture*, 18(2), 101–108.
- Le Clair K., Riach C. (1996) Postural stability measures: what to measure and for how long? *Clin Biomech*, 11(3), 176–178.
- Lee S.H., Dargent-Molina P., Breat G. (2002) Risk for fractures of the proximal humerus: results from the EPIDOS prospective study. *J Bone Miner Res*, 17(5), 817–825.
- Lee W.A., Deming L. (1987) Correlation between age and the size of the normalized static support base while standing. [W:] *Proceedings of the 1987 Annual Meeting of the North American Society of the Psychology of Sport and Physical Activity*. Springer, New York–Montreal, 41.
- Lewczuk E., Białoszewski D. (2006) Poziom aktywności fizycznej chorych na osteoporozę a upadki i ich profilaktyka. *Ortop Traumatol Rehabil*, 4, 412–421.
- Lexell J., Taylor C.C., Sjöström M. (1988) What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15 to 83-year-old men. *J Neurol Sci*, 84, 275–294.
- Lin S.I., Woollacott M.H. (2002) Postural muscle responses following changing balance threats in young, stable older, and unstable older adults. *J Mot Behav*, 34(1), 37–44.
- Lin S.I., Woollacott M.H. (2005) Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly. *Age Ageing*, 34(4), 358–363.
- Liu-Ambrose T., Eng J.J., Khan K.M., Carter N.D., McKay H.A. (2003) Older women with osteoporosis have increased postural sway and weaker quadriceps strength than counterparts with normal bone mass: overlooked determinants of fracture risk? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 58(9), M862–866.
- Liu-Ambrose T., Eng J.J., Khan K.M., Mallinson A., Carter N.D., McKay H.A. (2002)

- The influence of back pain on balance and functional mobility in 65- to 75-year-old women with osteoporosis. *Osteoporosis Int*, 13(11), 868–873.
- Liu-Ambrose T., Khan K.M., Donaldson M.G., Eng J.J., Lord S.R., McKay H.A. (2006) Falls-related self-efficacy is independently associated with balance and mobility in older women with low bone mass. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 61(8), 832–838.
- Lombardi I., Oliveira L.M., Mayer A.F., Jardim J.R., Natour J. (2005) Evaluation of pulmonary function and quality of life in women with osteoporosis. *Osteoporos Int*, 16(10), 1247–1253.
- Lombardi I., Oliveira L.M., Monteiro C.R., Confessor Y.Q., Barros T.U., Natour J. (2004) Evaluation of physical capacity and quality of life in osteoporotic women. *Osteoporos Int*, 15(1), 80–85.
- Lord S.R., Hylton B., Menz H.B., Tiedemann A. (2003) A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. *Phys Ther*, 83(3), 237–252.
- Lord S.R., Caplan G.A., Ward J.A. (1993) Balance, reaction time, and muscle strength in exercising and nonexercising older women: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil*, 74(8), 837–839.
- Lord S.R., Clark R.D., Webster I.W. (1991) Postural stability and associated physiological factor in population of aged persons. *J Gerontol*, 46(3), M69–76.
- Lord S.R., Menz H.B. (2000) Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*, 46(6), 306–310.
- Lord S.R., Rogers M.W., Howland A., Fitzpatrick R. (1999) Lateral stability, sensorimotor function and falls in older people. *J Am Geriatr Soc*, 47(9), 1077–1081.
- Lord S.R., Sambrook P., Gilbert C., Kelly P.J., Nguyen T., Webster I.W. (1994 a) Postural stability, falls and fractures in the elderly: results from the Dubbo Osteoporosis Epidemiology Study. *Med J Aust*, 160(11), 688–691.
- Lord S.R., Ward J.A., Williams P., Anstey K. (1994 b) Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. *J Am Geriatr Soc*, 42(10), 1110–1117.
- Lord S.R., Webster I.W. (1990) Visual field dependences in elderly fallers and non-fallers. *Int J Aging Hum Dev*, 31(4), 267–277.
- Lyles K.W., Gold T.H., Shipp K.M., Pieper C.F., Martinez S., Mulhausen P.L. (1993) Association of osteoporotic vertebral compression fractures with impaired functional status. *Am J Med*, 94(6), 595–601.
- Lynn S.G., Sinaki M., Westerlind K.C. (1997) Balance characteristics of persons with osteoporosis. *Arch Phys Med Rehabil*, 78(3), 273–277.
- Maciaszek J., Osiński W., Szeklicki R., Stemplewski R. (2007) Effect of Tai Chi on body balance: randomized controlled trial in men with osteopenia or osteoporosis. *Am J Chin Med*, 35(1), 1–9.
- Maki B.E., Holliday P.J., Topper A.K. (1991) Fear of falling and postural performance in the elderly. *J Gerontol*, 46(4), M123–131.
- Maki B.E., Holliday P.J., Topper A.K. (1994) A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol*, 49(2), 72–84.
- Maki B.E., McIlroy W.E. (1996) Postural control in older adult. *Clin Geriatr Med*, 12(4), 635–658.
- Maki B.E., McIlroy W.E. (1997) The role of limb movements in maintaining upright stance: the „change-in-support” strategy. *Phys Ther*, 77(5), 488–507.

- Manchester D., Woollacott M., Zederbauer-Hylton N., Marin O. (1989) Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *J Gerontol*, 44(4), M118–127.
- Marshall D., Johnell O., Wedel H. (1996) Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporosis fractures. *BMJ*, 312(7041), 1254–1259.
- Martin R., Saller K. (1957) Lehrbuch der Anthropologie. Bd 1. Fisher, Stuttgart.
- Masani K., Popovic M., Nakazawa K., Kozaki M., Nozaki D. (2003) Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol*, 90(6), 3774–3782.
- Massion J. (1992) Movement posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol*, 38(1), 35–56.
- McCleaghan B.A., Williams H.G., Dickerson J., Dwoda M., Thombs L., Eleazer P. (1995) Spectral characteristics of aging postural control. *Gait Posture*, 3, 123–131.
- McCollum G. (1985) The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci*, 8, 135–172.
- McIlroy W.E., Maki B.E. (1996) Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 51(6), 289–296.
- Mellin G. (1987) Correlations of spinal mobility with degree of chronic low back pain after correction for age and anthropometric factors. *Spine*, 12(5), 464–468.
- Melton L.J. 3rd (2000) Who has osteoporosis? A conflict between clinical and public health perspectives. *J Bone Miner Res*, 15(12), 2309–2314.
- Melton L.J. 3rd, Kan S.H., Frye M.A., Wahner H.W., O’Fallon W.M., Riggs B.L. (1989) Epidemiology of vertebral fractures in women. *Am J Epidemiol*, 129(5), 1000–1011.
- Melton L.J. 3rd, Thorneau T.M., Larson D.R. (1998) Long-term trends in hip fracture prevalence: the influence of hip fracture incidence and survival. *Osteoporos Int*, 8(1), 68–74.
- Melzer I., Benjuya N., Kaplanski J. (2001) Age-related changes of postural control: effect of cognitive tasks. *Gerontology*, 47(4), 189–194.
- Melzer I., Benjuya N., Kaplanski J. (2003) Effects of regular walking on postural stability in the elderly. *J Gerontology*, 49(4), 240–245.
- Melzer I., Benjuya N., Kaplanski J. (2004) Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing*, 33(6), 602–607.
- Menz H.B., Morris M.E., Lord S.R. (2006) Foot and ankle risk factors for falls in older people: a prospective study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 61(8), 866–870.
- Mika A., Unnithan V.B., Mika P. (2005) Differences in thoracic kyphosis and in back muscle strength in women with bone loss due to osteoporosis. *Spine*, 30(2), 241–246.
- Milne J.S., Lauder I.J. (1974) Age effects in kyphosis and lordosis in adults. *Ann Hum Biol*, 1(3), 327–337.
- Milne J.S., Williamson J. (1983) A longitudinal study of kyphosis in older people. *Age Ageing*, 12(3), 225–233.
- Moe-Nilssen R (1999) Trunk accelerometry. A new method for assessing balance under



- various task and environmental constraints. Doctoral thesis. University of Bergen, Bergen.
- Morasso P., Baratto L., Bianchi M., Farinelli M., Capra R., Spada G. (1999) Modifications of postural balance in patients with osteoporosis. [W:] N. Gantcher, G. Gantcher (red.) Proceedings of the International Conference „From basic motor control to function recovery-concepts theories and models. Present state and perspectives”. Academic Publishing House “Prof. Martin Drinov”, Sofia.
- Morley J.E. (2007) Falls – where do we stand? *Mo Med*, 104(1), 63–67.
- Morris R., Harwood R.H., Baker R., Sahota O., Armstrong S., Masud T. (2007) A comparison of different balance tests in the prediction of falls in older women with vertebral fractures: a cohort study. *Age Ageing*, 36(1), 78–83.
- Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H. (1969) Walking patterns in healthy old men. *J Gerontol*, 24(2), 169–178.
- Naessen T., Lindmark B., Larsen H.C. (2007) Hormone therapy and postural balance in elderly women. *Menopause*, 14(6), 1020–1024.
- Naessen T., Lindmark B., Larsen H.C., van Os S., Larsson M. (2009) Tibolone low dose (1,25 mg/d) therapy and postural balance in elderly women. *Maturitas*, 62(1), 72–75.
- Nagy E., Feher-Kiss A., Barnai M., Domján-Preszner A., Angyan L., Horvath G. (2007) Postural control in elderly subjects participating in balance training. *Eur J Appl Physiol*, 100(1), 97–104.
- Nashner L.M. (1971) A model describing vestibular detection of body sway motion. *Acta Otolaryngol*, 72(6), 429–436.
- Nashner L.M. (1973) Vestibular and reflex control of normal standing. [W:] R.B. Stein i wsp. (red.) Control of posture and locomotion. Plenum Press, New York, 291–308.
- Nashner L.M., Berthoz A. (1978) Visual contribution to rapid motor responses during postural control. *Brain Res*, 150(2), 403–407.
- Nashner L.M., McCollum G. (1985) The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci*, 8, 135–172.
- Nashner L.M., Shupert C.L., Horak F.B., Black F.O. (1989) Organization of posture controls: an analysis of sensory and mechanical constraints. *Prog Brain Res*, 80, 411–418.
- Nashner L.M., Woollacott M., Tuma G. (1979) Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations of standing man. *Exp Brain Res*, 36(3), 463–476.
- Nelson M.E., Fiatarone M.A., Morganti C.M., Trice I., Greenberg R.A., Evans W.J. (1994) Effects of high-intensity strength training on multiple risk factors for osteoporotic fractures. A randomized controlled trial. *JAMA*, 272(24), 1909–1914.
- Nevitt M.C., Cummings S.R., Kidd S., Black D. (1989) Risk factors for recurrent non-syncope falls. A prospective study. *JAMA*, 261, 2663–2668.
- Nguyen N.D., Eisman J.A., Center J.R., Nguyen T.V. (2007) Risk factors for fracture in nonosteoporotic men and women. *J Clin Endocrinol Metab*, 2007, 92(3), 955–962.
- Nguyen T.V., Eisman J.A., Kelly P.J., Sambrook P.N. (1996) Risk factors for osteoporotic fractures in elderly men. *Am J Epidemiol*, 144(3), 255–263.

- Nguyen T., Sambrook P., Kelly P., Jones G., Lord S., Freund J., Eisman J. (1993) Prediction of osteoporotic fractures by postural instability and bone density. *BMJ*, 307(6912), 1111–1115.
- NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy (2001) Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy. *JAMA*, 285(6), 785–795.
- Nowak N.A., Badurski J.E., Supronik J., Dobrecko A., Daniluk S., Rybaczek M. (2001) Epidemiology of low trauma fractures in the female population. *Osteoporos Int*, 12, suppl. 1, Lo3.
- Nowak N.A., Badurski J.E., Supronik J., Dobrecko A., Lis J., Daniluk S., Jezienicka E.Z. (2003) Epidemiologia osteoporozy u kobiet w aglomeracji Białegostoku (BOS). Gęstość kości a złamania. *Postępy Osteoartrologii*, 14(1), 1–5.
- Nowakowski A., Łabaziewicz L., Skrzypek H. (1999) Mięśniowo-szkieletowy mechanizm bólów krzyża. *Chir Narz Ruchu i Ortop Pol*, 64(1), 53–61.
- Nowotny J., Saulicz E. (1993) Niektóre zaburzenia statyki ciała i ich korekcja. AWF, Katowice.
- Nyberg L., Gustafson Y., Berggren D., Brännström B., Bucht G. (1996) Falls leading to femoral neck fractures in lucid older people. *J Am Geriatr Soc*, 44(2), 156–160.
- O'Neill T.W., Felsenberg D., Varlow J., Cooper C., Kanis J.A., Silman A.J. (1996) The prevalence of vertebral deformity in European men and women: the European Vertebral Osteoporosis Study. *J Bone Miner Res*, 11(7), 1010–1017.
- Onert F.C., van der Rit R.R., Ramos L.M., Dhert W.J., Verbout A.J. (1998) Changes in the disc space after fractures of the thoracolumbar spine. *J Bone Joint Surg Br*, 80(5), 833–839.
- Osiński W. (2002) Aktywność fizyczna podejmowana przez osoby w starszym wieku. *Antropomotoryka*, 24, 3–24.
- Ostrowska B. (2003) Analiza parametrów stabilograficznych kobiet z osteoporozą. *Fizjoterapia*, 11(2), suppl. 1, 38.
- Ostrowska B. (2006) Ukształtowanie krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa u kobiet po menopauzie z osteoporozą. *Ortop Traumatol Rehabil*, 8(5), 537–542.
- Ostrowska B., Barczyk K. (2005) Ruchomość kręgosłupa a kształt krzywizn kręgowych u kobiet z zaawansowaną osteoporozą. *Fizjoterapia*, 13(2), suppl. 1, 44–45.
- Ostrowska B., Kuczyński M. (2006) The effect of physical activity on postural stability in postmenopausal women. *Polish Journal of Environmental Studies*, 5(2B), 533–536.
- Ostrowska B., Kuczyński M., Dean E. (2008) Does osteoarthritis further compromise the postural stability of women with osteoporosis? *Ortop Traumatol Rehabil*, 10(2), 179–182.
- Ostrowska B., Rożek-Mróż K., Giemza Cz. (2003) Body posture in elderly, physically active males. *Ageing Male*, 6(4), 222–229.
- Ostrowska B., Sadocha Z., Skolimowski J. (2006) Ocena zaburzeń stabilności postawy u osób w starszym wieku leczonych uzdrowiskowo. *Ortop Traumatol Rehabil*, 8(4), 441–448.
- Ostrowska B., Skolimowski T., Szczuka E. (2005 a) Wpływ aktywności fizycznej i wybranych czynników ryzyka upadku na stabilność posturalną kobiet po 45 roku życia. *Fizjoterapia*, 13(2), suppl. 1, 45.

- Ostrowska B., Szczuka E., Pawelec R. (2005 b) Postawa ciała kobiet po menopauzie a poziomy aktywności fizycznej. *Medicina Sportiva*, supl. 9(2), 110.
- Overstall P.M., Exton-Smith A.N., Imms F.J., Johnson A.L. (1977) Falls in the elderly related to postural imbalance. *Br Med J*, 1, 261–264.
- Panzer V.P., Bandinelli S., Hallett M. (1995) Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. *Arch Phys Med Rehabil*, 76(2), 151–157.
- Paulus S., Straube A., Brandt T. (1984) Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristic and clinical aspects. *Brain Res*, 107, 1143–1163.
- Perell K.L., Nelson A., Goldman R.L., Luther S.L., Prieto-Lewis N., Rubenstein L.Z. (2001) Fall risk assessment measures: an analytic review. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 56(12), M761–766.
- Perrin P.P., Jeandel C., Perrin C.A., Béné M.C. (1997) Influence of visual control, conduction, central integration on static and dynamic balance in healthy older adults. *Gerontology*, 43(4), 223–231.
- Peterka R.J. (2002) Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol*, 88(3), 1097–1118.
- Peterka R.J., Black F.O. (1990–1991) Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. *J Vestib Res*, 1(1), 73–85.
- Pfeifer M., Begerow B., Minne H.W. (2002) Vitamin D and muscle function. *Osteoporos Int*, 13(3), 187–194.
- Pfeifer M., Begerow B., Minne H.W. (2004 a) Effects of a new spinal orthosis on posture, trunk strength, and quality of life in women with postmenopausal osteoporosis: a randomized trial. *Am J Phys Med Rehabil*, 83(3), 177–186.
- Pfeifer M., Begerow B., Minne H.W., Schlotthauer T., Pospeschill M., Scholz M., Lazarec A.D., Pollähne W. (2001) Vitamin D status, trunk muscle, strength, body sway, falls and fractures among 237 postmenopausal women with osteoporosis. *Exp Clin Endocrinol Diabetes*, 109(2), 87–92.
- Pfeifer M., Begerow B., Minne H.W., Suppan K., Fahrleitner-Pammer A., Dobnig H. (2009) Effects of a long-term vitamin D and calcium supplementation on falls and parameters of muscle function in community-dwelling older individuals. *Osteoporosis Int*, 20(2), 315–322.
- Pfeifer M., Sinaki M., Geusens P., Boonen S., Preisinger E., Minne H.W. (2004 b) Musculoskeletal rehabilitation in osteoporosis: a review. *J Bone Miner Res*, 19(8), 1208–1214.
- Pluijm S.M., Smit J.H., Tromp E.A., Stel V.S., Deeg D.J., Bouter L.M., Lips P. (2006) A risk profile for identifying community-dwelling elderly at a high risk of recurrent falling: results of a 3-year prospective study. *Osteoporos Int*, 17(3), 417–425.
- Porter R.W., Johnson K., McCutchan J.D. (1990 a) Wrist fracture, heel bone density and thoracic kyphosis: a case control study. *Bone*, 11(3), 211–214.
- Porter R.W., Miller C.G., Grainger D., Palmer S.B. (1990 b) Prediction of hip fracture in elderly women: a prospective study. *BMJ*, 301(6753), 638–641.
- Pozzo T., Berthoz A., Lenort L. (1990) Head stabilization during various locomotor task in humans. I. Normal subjects. *Exp Brain Res*, 82(1), 97–106.
- Prieto T.E., Myklebust J.B., Hoffmann R.G., Lovett E.G., Myklebust B.M. (1996)

- Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Bio Med Eng*, 43(9), 956–966.
- Puche R.C., Morosano M., Masoni A., Perez Jimeno N., Bertoluzzo S.M., Podadera J.C., Podadera M.A., Bocanera R., Tozzini R. (1995) The natural history of kyphosis in postmenopausal women. *Bone*, 17(3), 239–246.
- Pyykkö I., Jäntti P., Aalto H. (1990) Postural control in elderly subjects. *Age Ageing*, 19(3), 215–221.
- Querner V., Krafczyk S., Dieterich M., Brandt T. (2000) Patients with somatoform phobic postural vertigo: the more difficult the balance task, the better the balance performance. *Neurosci Lett*, 285(1), 21–24.
- Querner V., Krafczyk S., Dieterich M., Brandt T. (2002) Phobic postural vertigo: body sway during visually induced rollvection. *Exp Brain Res*, 143(3), 269–275.
- Reeve J., Silman A. (1997) Epidemiology of Osteoporotic Fractures in European in towards biologic mechanisms. The European Prospective Osteoporosis Study Group. *Osteoporosis Int*, 7, suppl. 3, 78–83.
- Reichholf J. (1992) Zagadka rodowodu człowieka. PWN, Warszawa.
- Resnick D. (1985) Degenerative diseases of the vertebral column. *Radiology*, 156(1), 3–14.
- Riggs B.L., Melton L.J. 3rd (1995) The worldwide problem of osteoporosis: insights afforded by epidemiology. *Bone*, 17(5), 505–511.
- Rigler S.K. (1999) Preventing falls in older adults. *Hosp Pract*, 34(8), 117–120.
- Ring C., Nayak U.S., Isaacs B. (1988) Balance function in elderly people who have and who have not fallen. *Arch Med Rehabil*, 69(4), 261–264.
- Robbins A.S., Rubenstein L.Z., Josephson K.R., Schulman B.L., Osterweil D., Fine G. (1989) Predictors of falls among elderly people. Results of to population-based studies. *Arch Intern Med*, 149(7), 1628–1633.
- Rogers M.E., Fernandez J.E., Bohlken R.M. (2001) Training to reduce postural sway and increase functional reach in the elderly. *J Occup Rehabil*, 11(4), 291–298.
- Rosławski A., Skolimowski T. (1985) Badania czynnościowe w kinezyterapii. AWF, Wrocław.
- Roszkowska H., Goryńska P., Wojtyniak B. (1998) Hospitalizacja z powodu złamań szyki kości udowej w Polsce w latach 1979–1995 według płci, wieku i miejsca zamieszkania. *Postępy Osteoartrologii*, 10, 150–156.
- Rubenstein L.Z. (2006) Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing*, 35, suppl. 2, 37–41.
- Rubenstein L.Z., Josephson K.R. (2002) The epidemiology of falls and syncope. *Clin Geriatr Med*, 136(9), 641–651.
- Rubenstein L.Z., Robbins A.S., Schulman B.L., Rosado J., Osterweil D., Josephson K.R. (1998) Falls and instability in the elderly. *J Am Geriatr Soc*, 36(3), 266–278.
- Rudins A., Sinaki M., Miller J.L. (1991) Significance of back extensors muscles reduce the incidence of versus back flexors in truncal support. *Arch Phys Med Rehabil*, 72, 824.
- Runge M., Schacht E. (2005) Multifactorial pathogenesis of falls as a basis for multifactorial interventions. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 5(2), 127–134.

- Ryan P.J., Blake G., Herd R., Fogelman I. (1994) A clinical profile of back pain and disability in patients with spinal osteoporosis. *Bone*, 15(1), 27–30.
- Ryngier P., Saulicz E., Gnat R., Poleć J. (2001) Fizjoterapia i fizjoprofilaktyka w leczeniu osteoporozy. *Fizjoterapia*, 9(3), 61–71.
- Sambrook P.N., Cameron I.D., Chen J.S., Cumming R.G., Lord S.R., March L.M., Schwarz J., Seibel M.J., Simpson J.M. (2007) Influence of fall related factors and bone strength on fracture risk in the frail elderly. *Osteoporos Int*, 8(5), 603–610.
- Scheiber L.B., Torregrosa L. (1998) Evaluation and treatment of postmenopausal osteoporosis. *Semin Arthritis Rheum*, 27(4), 245–261.
- Schneider D.L., von Mühlen D.G., Barrett-Connor E., Sartoris D.J. (2004) Kyphosis does not equal vertebral fractures: The Rancho Bernardo Study. *J Rheumatol*, 31(4), 747–752.
- Scufham P., Chaplin S., Legood R. (2003) Incidence and costs of unintentional falls in older people in the United Kingdom. *J Epidemiol Community Health*, 57(9), 740–744.
- Shao Z., Rompe G., Schiltenswolf M. (2002) Radiographic changes in the lumbar intervertebral discs and lumbar vertebrae with age. *Spine*, 27(3), 263–268.
- Sheldon J.H. (1963) Effect of age on the control of sway. *Gerontol Clin*, 5, 129–138.
- Shumway-Cook A., Woollacott M.H. (2001) Motor Control: Theory and Practical Applications. Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Shumway-Cook A., Woollacott M., Kerns K.A., Baldwin M. (1997) The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 52(4), 232–240.
- Sihvonen S., Era P., Helenius M. (2004) Postural balance and health-related factors in middle-aged and older women with injurious falls and non-fallers. *Aging Clin Exp Res*, 6(2), 139–146.
- Silverman S.L. (1992) The clinical consequences of vertebral compression fracture. *Bone*, 13, suppl. 2, 27–31.
- Simoneau G.G., Leibowitz H., Ulbrecht J.S., Tyrrell R.A., Cavanagh P.R. (1992) The effects of visual factors and head orientation on postural steadiness in women 55–70 years of age. *J Gerontol*, 47(5), 151–158.
- Simoneau G.G., Ulbrecht J.S., Derr J.A. (1995) Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait Posture*, 3, 115–122.
- Simpson J.M. (1993) Elderly people at risk of falling: the role of muscle weakness. *Physiother*, 79, 12–18.
- Sinaki M. (1998) Musculoskeletal challenges of osteoporosis. *Aging*, 10(3), 249–262.
- Sinaki M. (2004) Falls, fractures, and hip pads. *Curr Osteop Rep*, 2(4), 131–137.
- Sinaki M., Brey R.H., Hughes C.A., Larson D.R., Kaufman K.R. (2005) Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphotic posture and muscle strength. *Osteoporos Int*, 16(8), 1004–1010.
- Sinaki M., Itoi E., Rogers J.W., Bergstralh E.J., Wahner H.W. (1996) Correlation of back extensor strength with thoracic kyphosis and lumbar lordosis in estrogen-deficient women. *Am J Phys Med Rehabil*, 75(5), 370–374.
- Sinaki M., Khosla S., Limburg P.J., Roges J.W., Murtaugh P.A. (1993) Muscle strength in osteoporotic versus normal women. *Osteoporos Int*, 3, 8–12.

- Sinaki M., Lynn S.G. (2002) Reducing the risk of falls through proprioceptive dynamic posture training in osteoporotic women with kyphotic posturing: a randomized pilot study. *Am J Phys Med Rehabil*, 81, 241–246.
- Sinaki M., McPhee M.C., Hodgson S.F., Merritt J.M., Offord K.P. (1986) Relationship between bone mineral density of spine and strength of back extensors in healthy postmenopausal women. *Mayo Clin Proc*, 61(2), 116–122.
- Sinaki M., Mikkelsen B.A. (1984) Postmenopausal spinal osteoporosis: flexion versus extension exercises. *Arch Phys Med Rehabil*, 65(10), 593–596.
- Sinaki M., Nwaogwugwu N.C., Philips B.E., Mokri M. (2001) Effect of gender, age, and anthropometry on axial and appendicular muscle strength. *Am J Phys Med Rehabil*, 80(5), 330–338.
- Sixt E., Landahl S. (1987) Postural disturbances in a 75-year-old population: I. Prevalence and functional consequences. *Age Ageing*, 16(6), 393–398.
- Skalska A., Walczewska J., Ocetkiewicz T. (2003) Wiek, płeć i aktywność fizyczna osób zgłaszających upadki oraz okoliczności ich występowania. *Rehabilitacja Medyczna*, 7(3), 49–53.
- Skinner H.B., Barrack R.L., Cook S.D. (1984) Age-related decline in proprioception. *Clin Orthop Relat Res*, 184, 208–211.
- Skrzek A. (2005) Trening zdrowotny a procesy inwulucyjne narządu ruchu u kobiet. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 77.
- Sojka-Krawiec K. (2002) Rola koordynacji wzrokowo-ruchowej w korekcji stabilizacji pozycji stojącej. Rozprawa doktorska. AWF, Wrocław.
- Stelmach G.E., Teasdale N., Di Fabio R.P., Phillips J. (1989) Age related decline in postural control mechanisms. *Int J Aging Hum Dev*, 29(3), 205–223.
- Stelmach G.E., Worringham C.J. (1985) Sensorimotor deficits related to postural stability. Implications for falling in the elderly. *Clin Geriatr Med*, 1(3), 679–694.
- Stultjens M., Dekker J., van Baar M.E., Oostendorp R.A., Bijlsma J.W. (2000) Range of joint motion and disability in patients with osteoarthritis of the knee or hip. *Rheumatology (Oxford)*, 39(9), 955–956.
- Stevens J.A., Corso P.S., Finkelstein E.A., Miller T.R. (2006) The cost of fatal and non-fatal falls among older adults. *Inj Prev*, 12(5), 290–295.
- Studenski S., Duncan P.W., Chandler J. (1991) Postural responses and effector factors in persons with unexplained falls: results and methodologic issues. *J Am Geriatr Soc*, 39(3), 229–234.
- Such C.H., Unsworth A., Wright V., Dowson D. (1975) Quantitative study of stiffness in the knee joint. *Ann Rheum Dis*, 34(4), 286–291.
- Suomi R., Kocejka D.M. (2000) Postural sway characteristic in women with lower extremity arthritis before and after an aquatic exercise intervention. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(6), 780–785.
- Swezey R.L., Swezey A., Adams J. (2000) Isometric progressive resistive exercise for osteoporosis. *J Rheumatol*, 27(5), 1260–1264.
- Szczygieł A., Ciszek E., Materna G. (2003) Analiza wybranych cech budowy i postawy ciała w grupie kobiet po menopauzie ze stwierdzoną osteoporozą. *Fizjoterapia Polska*, 3(4), 337–346.

- Taaffe D.R., Marcus R. (2000) Musculoskeletal health and the older adult. *J Rehabil Res Dev*, 37(2), 245–254.
- Takasaki H. (1970) Moiré topography. *Appl Optics*, 9, 1467–1472.
- Tanaka T., Takeda H., Izumi T., Ino S., Ifukube T. (1997) Age-related changes in postural control associated with location of the center of gravity and foot pressure. *Phys Occup Ther Geriatr*, 15(2), 1–14.
- Teasdale N., Stelmach G.E., Breunig A. (1991) Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. *J Gerontol*, 46(6), B238–244.
- Teno J., Kiel D.P., Mor V. (1990). Multiple stumbles: a risk factor for falls in community-dwelling elderly. A prospective study. *J Am Geriatr Soc*, 38(12), 1321–1325.
- Thevenon A., Delcambre B. (1988) Movements of the lumbar spine. A biomechanical study. *Rev Rhum Mal Osteoartic*, 55(5), 367–373.
- Thevenon A., Pollez B., Cantegrit F., Tison-Muchery F., Marchardise X., Duquesnoy B. (1987) Relationship between kyphosis, scoliosis, and osteoporosis in the elderly population. *Spine*, 12, 744–745.
- Thornby M.A. (1995) Balance and falls in the frail older person: a review of the literature. *Top Ger Rehab*, 11, 35–43.
- Tinetti M.E. (2003) Clinical practice. Preventing falls in elderly persons. *N Engl J Med*, 348(1), 42–49.
- Tinetti M.E., Baker D.I., McAvay G., Claus E.B., Garrett P., Gottschalk M., Koch M.L., Trainor K., Horwitz R.I. (1994) Multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community. *N Engl J Med*, 331(13), 821–827.
- Tinetti M.E., Powell L. (1993) Fear of falling and low self-efficacy: a case of dependence in elderly persons. *J Gerontol*, 48, 35–38.
- Tinetti M.E., Speechley M. (1989) Falls and instability in the elderly. *J Am Geriatr Soc*, 36, 266–278.
- Tinetti M.E., Speechley M., Ginter S.F. (1988) Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med*, 319(26), 1701–1707.
- Tinetti M.E., Williams C.S. (1998) The effect of falls and fall injuries on functioning in community-dwelling older persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 53(2), 112–119.
- Tinetti M.E., Williams L.F., Mayerski R. (1986) Falls risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *Am J Med*, 80(3), 429–434.
- Tobis J.S., Reinsch S., Swanson J.M., Byrd M., Scharf T. (1985) Visual perception dominance of fallers among community-dwelling older adults. *J Am Geriatr Soc*, 33(5), 330–333.
- Tüzün C., Yorulmaz I., Cindas A., Vatan S. (1999) Low back pain and posture. *Clin Rheumatol*, 18(4), 308–312.
- Twomey L., Taylor J. (1985) Age changes in lumbar intervertebral disco. *Acta Orthop Scand*, 56(6), 496–499.
- Vellas B.J., Wayne S.J., Romero L.J., Baumgartner R.N., Garry P.J. (1997) Fear of falling and restriction of mobility in elderly fallers. *Age Ageing*, 26(3), 189–193.
- Vokonas P.S., Kannel W.B., Cupples L.A. (1988) Epidemiology and risk of hypertension in the elderly: The Framingham Study. *J Hypertens*, 6(1), suppl., 53–59.

- WHO (2007) Global Report on Falls Prevention in Older Age. Epidemiology of Falls. Ageing and Life Course. Family and Community Health. WHO, Geneva.
- WHO Study Group (1994) Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. Report of a WHO Study Group. World Health Organ Tech Rep Ser -01-JAN-1994, 843-1-129. Geneva.
- Williams H.G., McCleanaghan B.A., Dickerson J. (1997) Spectral characteristics of postural control in elderly individuals. *Arch Phys Med Rehabil*, 78(7), 737–744.
- Winter D.A. (1995) Human balance and postural control during standing and walking. *Gait Posture*, 3(4), 193–214.
- Winter D.A., Patla A.E., Prince F., Ishac M., Gielo-Perczak K. (1998) Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol*, 80(3), 1211–1221.
- Wojciechowska-Maszkowska B. (2007) Stabilność postawy ciała osób w różnym wieku. Rozprawa doktorska. AWF, Wrocław.
- Wojszel B., Bień B., Przydatek M. (2001) Wielkie problemy geriatryczne: II. Upadki. *Med Rodz*, 4(2), 83–86.
- Wolański N. (2005) Rozwój biologiczny człowieka. PWN, Warszawa.
- Wolf S.L., Barnhart H.X., Kutner N.G. (1996) Reducing frailty and falls in older persons: an investigation of tai chi and computerized balance training. Atlanta FICSIT Group. Frailty and Injuries. Cooperative Studies of Intervention Techniques. *J Am Geriatr Soc*, 44(5), 489–497.
- Woodhull-McNeal A.P. (1992) Changes in posture and balance with age. *Aging (Milano)*, 4(3), 219–225.
- Woollacott M.H., Shumway-Cook A., Nashner L.M. (1986) Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int J Aging Hum Dev*, 23(2), 97–114.
- World Population Prospects: The 2004 Revision, Population Division of the Department Economic and Social Affairs United Nations Secretariat (2004) <https://esa.un.org/unpp>
- Wyke B. (1979) Cervical articular contributions to posture and gait: their relation to senile disequilibrium. *Age Ageing*, 8(4), 251–258.
- Youm T., Koval K.J., Kummer F.J., Zukerman J.D. (1999) Do all hip fractures result from a fall? *Am J Orthop*, 28(3), 190–194.
- Zagrobелny Z., Woźniewski M. (1992) Biomechanika kliniczna. AWF, Wrocław.
- Zeyland-Malawka E. (2003) Wyniki pomiarów krzywizn kręgosłupa jako układ odniesienia w badaniu postawy ciała. *Fizjoterapia*, 11(3), 5–12.
- Zębaty A. (1993) Zmienność wartości zakresów ruchów w stawach kręgosłupa piersiowo-lędźwiowego w procesie starzenia się organizmu. *Postępy Rehabilitacji*, 7(4), 7–15.
- Żak M. (2000) Ocena ryzyka upadków u osób starszych i możliwości prewencji. *Gerontologia Polska*, 8(3), 18–21.
- Żak M., Grodzicki T. (2004) Ocena ryzyka upadków osób starszych – analiza zagrożeń na podstawie obserwacji własnych. *Fizjoterapia Polska*, 4(4), 391–395.
- Żak M., Skalska A., Ocetkiewicz T. (2004) Upadki osób w starszym wieku – ocena zmian ryzyka dokonana po roku od upadku. *Rehabilitacja Medyczna*, 8(3), 19–22.



## Wykaz rycin i tabel

- RYCINA 1. Stanowisko pomiarowe, **27**
- RYCINA 2. Przykładowy zapis sygnału COP w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej, **28**
- RYCINA 3. Wyposażenie stanowiska badawczego do fotogrametrycznej oceny postawy ciała, **31**
- RYCINA 4. Sposób oceny ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa, **33**
- RYCINA 5. Wartości średniej prędkości COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **45**
- RYCINA 6. Wartości odchylenia standardowego (zmienności) COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **45**
- RYCINA 7. Wartości zakresów COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **46**
- RYCINA 8. Wartości średniego promienia COP przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet, **46**
- RYCINA 9. Wartości częstotliwości sygnału korekcyjnego w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **48**
- RYCINA 10. Wartości sztywności posturalnej w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **49**
- RYCINA 11. Wartości sztywności posturalnej w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **50**
- RYCINA 12. Wartości lepkości posturalnej w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **50**
- RYCINA 13. Wartości lepkości posturalnej w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **51**
- RYCINA 14. Wartości kąta nachylenia odcinka piersiowego górnego kręgosłupa w badanych grupach kobiet, **57**
- RYCINA 15. Wartości kąta pochylecia tułowia w badanych grupach kobiet, **57**
- RYCINA 16. Wartości wskaźnika kifozy piersiowej w badanych grupach kobiet, **58**
- RYCINA 17. Wartości wskaźnika kompensacji w badanych grupach kobiet, **58**
- RYCINA 18. Wartości kąta nachylenia odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa w badanych grupach kobiet, **59**
- RYCINA 19. Wartości kąta lordozy lędźwiowej w badanych grupach kobiet, **59**
- RYCINA 20. Wartości głębokości lordozy lędźwiowej w badanych grupach kobiet, **60**
- RYCINA 21. Wartości wskaźnika lordozy lędźwiowej w badanych grupach kobiet, **60**
- RYCINA 22. Wartości zakresu ruchu zginania uda w stawie biodrowym w badanych grupach kobiet, **65**
- RYCINA 23. Wartości zakresu ruchu prostowania uda w stawie biodrowym w badanych grupach kobiet, **65**
- RYCINA 24. Wartości zakresu ruchu odwodzenia uda w stawie biodrowym w badanych grupach kobiet, **66**

- RYCINA 25. Wartości zakresu ruchu przywodzenia uda w stawie biodrowym w badanych grupach kobiet, **66**
- RYCINA 26. Wartości zakresu ruchu rotacji wewnętrznej uda w stawie biodrowym w badanych grupach kobiet, **67**
- RYCINA 27. Wartości zakresu ruchu zginania podudzia w stawie kolanowym w badanych grupach kobiet, **67**
- RYCINA 28. Porównanie średniej prędkości COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **81**
- RYCINA 29. Porównanie średniej prędkości COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach zamkniętych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **81**
- RYCINA 30. Porównanie odchylenia standardowego COP w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej przy oczach zamkniętych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **82**
- RYCINA 31. Porównanie wartości zakresu COP w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej przy oczach zamkniętych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **82**
- RYCINA 32. Porównanie wartości średniego promienia COP przy oczach otwartych i zamkniętych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **83**
- RYCINA 33. Porównanie wartości tłumienia posturalnego w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **84**
- RYCINA 34. Porównanie wartości lepkości posturalnej w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **85**
- RYCINA 35. Porównanie wartości kąta nachylenia odcinka piersiowego górnego kręgosłupa u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **88**
- RYCINA 36. Porównanie wartości kąta nachylenia odcinka piersiowo-lędźwiowego kręgosłupa u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **88**
- RYCINA 37. Porównanie wartości kąta pochylenia tułowia u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **89**
- RYCINA 38. Porównanie głębokości kifozy piersiowej u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **89**
- RYCINA 39. Porównanie wartości wskaźnika kifozy piersiowej u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **90**
- RYCINA 40. Porównanie wartości wskaźnika kompensacji u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **90**
- RYCINA 41. Porównanie głębokości lordozy lędźwiowej u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **91**
- RYCINA 42. Porównanie wartości wskaźnika lordozy lędźwiowej u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **91**

- RYCINA 43. Porównanie zakresów ruchu zginania uda w stawie biodrowym u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **92**
- RYCINA 44. Porównanie zakresów ruchu prostowania uda w stawie biodrowym u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **94**
- RYCINA 45. Porównanie zakresów ruchu odwodzenia uda w stawie biodrowym u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **94**
- RYCINA 46. Porównanie zakresów ruchu przywodzenia uda w stawie biodrowym u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **95**
- RYCINA 47. Porównanie zakresów ruchu zginania podudzia w stawie kolanowym u kobiet z incydentami upadków w wywiadzie i bez nich w badanych grupach, **95**

TABELA 1. Charakterystyka morfologiczna badanych kobiet, **24**

TABELA 2. Wartości średnie parametrów amplitudowych COP podczas stania swobodnego przy oczach otwartych i zamkniętych w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w grupie kobiet z masą kostną w normie, z osteopenią i osteoporozą, **38**

TABELA 3. Procentowe zmiany parametrów amplitudowych po wyłączeniu kontroli wzroku, **40**

TABELA 4. Wartości średnie parametrów lepko-sprężystych modelu postawy podczas stania swobodnego przy oczach otwartych i zamkniętych w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w grupie kobiet z masą kostną w normie, z osteopenią i osteoporozą, **41**

TABELA 5. Procentowe zmiany parametrów lepko-sprężystych po wyłączeniu kontroli wzroku, **42**

TABELA 6. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości na zmiany parametrów amplitudowych COP w płaszczyźnie strzałkowej podczas stania swobodnego przy oczach otwartych i zamkniętych u badanych kobiet, **43**

TABELA 7. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości na zmiany parametrów amplitudowych COP w płaszczyźnie czołowej podczas stania swobodnego przy oczach otwartych i zamkniętych u badanych kobiet, **44**

TABELA 8. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości na zmiany parametrów lepko-sprężystych modelu postawy w płaszczyźnie strzałkowej podczas stania swobodnego przy oczach otwartych i zamkniętych u badanych kobiet, **47**

TABELA 9. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości na zmiany parametrów lepko-sprężystych modelu postawy w płaszczyźnie czołowej podczas stania swobodnego przy oczach otwartych i zamkniętych u badanych kobiet, **48**

TABELA 10. Wartości średnie parametrów kifozy piersiowej w badanych grupach kobiet, **53**

TABELA 11. Wartości średnie parametrów lordozy lędźwiowej w badanych grupach kobiet, **53**

- TABELA 12. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości na zmiany parametrów kifozy piersiowej u badanych kobiet, **55**
- TABELA 13. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości na zmiany parametrów lordozy lędźwiowej u badanych kobiet, **56**
- TABELA 14. Wartości średnie zakresu ruchu w stawach kończyn dolnych w badanych grupach kobiet, **62**
- TABELA 15. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji wpływu wieku i gęstości mineralnej kości na zmiany zakresów ruchu w stawach kończyn dolnych u badanych kobiet, **63**
- TABELA 16. Wyniki korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a stabilnością ciała opisaną parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **68**
- TABELA 17. Wyniki korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a stabilnością ciała opisaną parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **70**
- TABELA 18. Wyniki korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a stabilnością ciała opisaną parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **71**
- TABELA 19. Wyniki korelacji kanonicznej pomiędzy wybranymi miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a stabilnością ciała opisaną parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **71**
- TABELA 20. Wyniki korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a stabilnością ciała opisaną parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **73**
- TABELA 21. Wartości pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a stabilnością ciała opisaną parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **74**
- TABELA 22. Wyniki korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a stabilnością ciała opisaną parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **75**
- TABELA 23. Wartości pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a stabilnością ciała opisaną parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych i zamkniętych w badanych grupach kobiet, **77**
- TABELA 24. Wyniki analizy regresji logistycznej oceniające ryzyko upadku ze względu na: wiek, aktywność fizyczną, zaburzenia równowagi, gęstość mineralną kości i typ postawy ciała, **79**

- TABELA 25. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji obrazujące różnice w parametrach amplitudowych COP w zależności od występowania upadków lub ich braku w wywiadzie oraz poziomu gęstości kości, **80**
- TABELA 26. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji obrazujące zróżnicowanie średnich wartości parametrów lepko-sprężystych u badanych kobiet w zależności od występowania lub nie incydentów upadków oraz gęstości mineralnej kości, **84**
- TABELA 27. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji obrazujące zróżnicowanie średnich wartości parametrów krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa u badanych kobiet w zależności od występowania lub nie incydentów upadków oraz poziomu gęstości mineralnej kości, **87**
- TABELA 28. Wyniki dwuczynnikowej analizy wariancji obrazujące zróżnicowanie średnich wartości zakresów ruchu w stawach kończyn dolnych u badanych kobiet w zależności od występowania lub nie incydentów upadków oraz poziomu gęstości mineralnej kości, **93**
- 
- TABELA I. Charakterystyka gęstości mineralnej kości w badanych grupach, **117**
- TABELA II. Odsetek kobiet z subiektywnie odczuwanymi zaburzeniami równowagi, **117**
- TABELA III. Odsetek kobiet zgłaszających upadki, **117**
- TABELA IV. Stopień codziennej aktywności fizycznej badanych kobiet, **117**
- TABELA V. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet, **118**
- TABELA VI. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet, **118**
- TABELA VII. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet, **119**
- TABELA VIII. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet, **119**
- TABELA IX. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet, **120**
- TABELA X. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet, **120**

TABELA XI. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet, **121**

TABELA XII. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy miarami ukształtowania krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet, **121**

TABELA XIII. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet, **122**

TABELA XIV. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet, **122**

TABELA XV. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet, **123**

TABELA XVI. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami amplitudowymi COP w płaszczyźnie czołowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet, **123**

TABELA XVII. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet, **124**

TABELA XVIII. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet, **124**

TABELA XIX. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej przy oczach otwartych w badanych grupach kobiet, **125**

TABELA XX. Wagi kanoniczne i kanoniczne ładunki czynnikowe dla pierwszej korelacji kanonicznej pomiędzy zakresami ruchów w stawach kończyn dolnych a parametrami lepko-sprężystymi w płaszczyźnie czołowej przy oczach zamkniętych w badanych grupach kobiet, **125**

## Summary

### **Postural stability in women with osteopenia and osteoporosis**

Lesions occurring with advancing age in the motor system and particularly in the skeletal system increase the risk of fractures. This risk increases rapidly with deteriorating body equilibrium and related predisposition to falls. The effects of falls are one of the main reasons for injuries in elderly persons and the reason for increasing rates of morbidity and mortality. The purpose of this work was to determine the relationship between the mineral density of bones and body equilibrium in the erect position in women over 40.

Research hypotheses:

1. Women suffering from osteoporosis are characterized by a different method of maintaining equilibrium in the erect position compared to healthy persons. These differences result from lesions in the balance control mechanisms which arise from irregularities in body posture and joint mobility in the lower extremities.
2. Frequency of falls in women is related to the quality of maintaining equilibrium, the configuration [disposition? degree? progress? and in later instances] of lordosis and kyphosis and the efficiency of the lower extremities.

Research questions:

1. How does the method of maintaining equilibrium in erect positions depend on the mineral density of bones?
2. How does the skeletal demineralization process affect the progress of lordosis and kyphosis?
3. Does the decrease in mineral density of bones affect mobility in the lower extremity joints?
4. Does the shape of the spine in the sagittal plane and mobility in the lower extremity joints affect the stability of women's bodies?
5. Is the frequency of falls related to stability in the erect position, spinal configuration and mobility in the lower extremity joints?
6. Does the probability of falls depend on: age, quality of bone tissue, subjectively perceived equilibrium disturbances, type of body posture, and level of everyday motor activity?

Tests were performed on 369 women aged over 40 with diagnosed mineral density of bones. The criteria for inclusion in the group were the current result of densitometric measurements performed by the DEXA method and the capacity for independent movement and functioning in everyday life. Criteria for exclusion from the group were diagnosed ailments of the nervous, cardiovascular, respiratory and muscular/skeletal systems.

The subjects were divided into three groups: with standard skeletal mass (average age  $59.7 \pm 8.0$ ), osteopenia (average age  $61.3 \pm 9.5$ ) and osteoporosis (average age  $65.1 \pm 8.0$ ). All subjects were examined for: evaluation of body equilibrium in free-standing position with open and closed eyes by the stabilographic method; evaluation of the configuration of lordosis and kyphosis by the photogrametric method; measurements of the range of the lower extremity joints by the SFTR method; interview to evaluate the occurrence of risk factors for falls and fractures.

Studies concerning equilibrium showed that the magnitude of postural body sways depends on the quality of the osseous skeleton and the age of subjects. The women with lower osseous mass are, in fact, characterized by lower body deflections in the sagittal plane as compared to healthy persons. These differences become more evident with age. The rate of body sways in the sagittal plane increases with age irrespective of the condition of osseous mass but most significantly in persons suffering from osteoporosis. The effects of age and osseous mass on lateral body stability in the group under examination were statistically insignificant. Analysis of viscosity and elasticity parameters showed that activity of the nervous system involved in stabilization of the body posture increases with age. This increase is manifested by a higher frequency of corrective movements, more frequent changes in stimulations of opposing muscular groups and an increase in their tension. These changes are observed in body stability control in both the sagittal and frontal planes. Their magnitude depends on the mineral density of bones. In women suffering from osteoporosis the nervous system becomes more engaged in securing the anterior/posterior stability of the body. This is manifested by a significant increase in corrective signal frequency. This is also accompanied by lesser increase in muscular tension and slower extinction of postural vibrations than in other groups.

Studies of body postures showed that osteoporotic lesions appear most early and clearly in the region of lumbar lordosis. These lesions also significantly affect the configuration of that curvature. On the other hand, such an interaction is not observed in the region of thoracic kyphosis as shown by the absence of significant differences in the amplitudes of these curvatures between persons suffering from osteoporosis and osteopenia and those with regular osseous mass. Configuration of both spinal curvatures depends significantly on age. Thoracic kyphosis increases and lumbar lordosis decreases significantly with age.

Mobility measurements in lower extremity joints did not show any significant differences in their magnitudes between the female groups under investigation. It was age which was found to affect markedly the mobility of the joints under investigation. The most visible changes with age were found in the femoral joint.

Assessment of the relationship between the quality of the preservation process and the shape of the anterior and backward spinal curvatures performed



separately in each BMD group showed that such a relationship occurs in persons with reduced osseous mass. The factor which most disturbs equilibrium in the sagittal plane is intense thoracic kyphosis, while those in the frontal plane are both increased thoracic kyphosis and reduced lordosis. However, lesions in the magnitudes of anterior and backward curvatures are not crucial in maintaining equilibrium in women suffering from osteoporosis.

Body stability in the erect position depends, in fact, on the efficiency of the lower extremities. The strength of this relationship is determined by the quality of osseous tissue and participation of vision in controlling posture, plane of movement and the extremity under examination. The lower the bone density, the lower is the effect of lower extremity mobility on body stability. It seems that persons with regular bone density make use to a higher extent of mobility in the region of the lower extremities and of resulting muscular activity. Under full availability of visual information in these persons, proximal joints, i.e. the tarsal and knee joint participate to a larger extent in controlling stability, while in persons whose bone density is below standard this is the femoral joint and, above all, straightening and abducting the thigh. With closed eyes the largest contribution to the magnitude of posture sways is made by the scope of flexion of thigh, flexion of shank and extension of feet. Limitation of mobility in these lower extremity joints exerts a higher effect on body stability in the sagittal plane than in the frontal plane. The larger the scope of movement, the smaller and slower are body sways and the less the nervous system is involved in securing body stability. Dependence of body stability on the extremity examined may indicate asymmetry of muscular activity on the right-hand and left-hand side of the body in controlling posture.

Evaluation of differences in methods of maintaining body equilibrium between "falling" and "non-falling" groups demonstrated that the women who happen to be victims of falls display larger body sways at higher speeds, both with open and closed eyes. These differences are observed, above all, in the sagittal plane and mainly in women with reduced osseous mass. In fact, a higher speed of sways in the sagittal plane, showing an increase in activity of flexor and straightening muscles, suggests that the reason for falls may be impairment of anterior/backward stabilization of body posture in the erect position. An increase in the value of this parameter seems to be the most prognostic measure in anticipating falls, particularly in persons with lower osseous mass. Analysis of the viscosity and elasticity parameters showed that persons predisposed to falls possess a higher tonic activity of muscles responsible for lateral stabilization of postures and stronger suppression of sways in this plane. These tendencies are found, first of all, in women with regular or slightly reduced osseous mass and are indicative of inferior monitoring of the position of the body gravity centre.

Women who are found to have more pronounced thoracic kyphosis and less

pronounced lordosis in their body posture are more exposed to falls. This applies to persons with osteoporosis, osteopenia and regular bone density. Among the women suffering from osteoporosis, more exposed to falls are those persons in which more pronounced kyphosis and less pronounced lordosis co-occur with excessive stoop.

Occurrence of falls is also significantly influenced by mobility in the lower extremity joints. In the group of women with reduced osseous mass the most susceptible are persons with restricted scope of abducting, flexing and straightening movements of the thigh in the femoral joint.

Conclusions:

Formation of body stability is affected separately by age and bone density. The larger the decrease in osseous mass and the more advanced the age, the larger are the difficulties in maintaining body equilibrium.

In women with reduced bone density the scope of body sways and their variability and speed in the sagittal plane are clearly lower as compared to healthy persons. These differences become more pronounced with age.

Tonic activity of muscles responsible for stabilizing body posture becomes lower along with reduced bone density [as it was this would indicate that muscle activity reduces bone density] as indicated by lower values for postural rigidity and viscosity. In the sagittal plane these changes are found regardless of age while in the frontal plane they are found, above all, in older women.

Falling women with osteoporosis are more frequently characterized by larger body sways, thoracic kyphosis, stoop, and reduced mobility in lower extremity joints.