

Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

Praca doktorska

**STABILNOŚĆ POSTAWY CIAŁA
OSÓB W RÓŻNYM WIEKU**

Bożena Wojciechowska - Maszkowska

**Promotor:
prof. dr hab. Marian Golema**

Wrocław 2007

Spis treści

1. WSTĘP	1
1.1. Wprowadzenie	1
1.2. Kontrola pozycji pionowej ciała człowieka	7
1.3. Biomechaniczna struktura pionowej postawy ciała człowieka	12
1.4. Problematyka badawcza w świetle literatury	14
2. CEL, PYTANIA I HIPOTEZY	19
3. MATERIAŁ I METODY BADAŃ	21
3.1. Materiał badawczy.....	21
3.2. Program badań.....	23
3.3. Stanowisko badawcze.....	24
3.4. Przebieg eksperymentu.....	26
3.5. Metody opracowania danych statystycznych badania	33
4. WYNIKI BADAŃ	35
4.1. Analiza wartości parametrów amplitudowych stabilogramu.....	35
4.2. Zależności między wartościami parametrów stabilogramu.....	41
4.3. Analiza wartości parametrów lepko - sprężystych sygnału korekcyjnego....	44
4.4. Zależności między wartościami parametrów lepko – sprężystych.....	50
4.5. Zależności pomiędzy parametrami amplitudowymi stabilogramu, a parametrami lepko – sprężystymi sygnału korekcyjnego.....	53
4.6. Analiza zmian wartości parametrów amplitudowych stabilogramu u osób w różnym wieku z uwzględnieniem zróżnicowania płciowego.....	55
4.7. Analiza zmian wartości parametrów lepko – sprężystych sygnału korekcyjnego u osób w różnym wieku z uwzględnieniem zróżnicowania płciowego.....	61
5. DYSKUSJA	69
6. WNIOSKI	84
7. STRESZCZENIE	86
8. SUMMARY	88
9. LITERATURA	89

1. WSTĘP

1.1. Wprowadzenie

Aktywność fizyczna człowieka przejawia się w aktach ruchowych, do których zalicza się również zdolność w utrzymywaniu i kontroli pozycji pionowej ciała. Pozycja ta stanowi bazę wyjściową do czynności lokomocyjnych i determinuje mobilność człowieka (Golema 2002, Traczyk i wsp. 2000).

Przedmiotem pracy, jest określenie różnic w wartościach parametrów stabilogramu i sygnału korekcyjnego, charakteryzujących stabilność procesu utrzymywania równowagi u osób w różnym wieku.

W badaniach uwzględniono osobników z okresu pełnej dojrzałości i stabilizacji fizjologicznych mechanizmów i struktur odpowiedzialnych za stabilność procesu utrzymywania równowagi ciała oraz osobników z dwóch starszych grup wiekowych, których charakteryzują zmiany inwolucyjne.

Fizjologiczne procesy progresywnego rozwoju człowieka są szczegółowo zbadane i opisane w literaturze naukowej. Odczuwa się natomiast niedostatek dokumentacji naukowej, wyjaśniającej zagadnienia zmian inwolucyjnych człowieka, ich zmienności i charakteru, ze szczególnym uwzględnieniem obniżania się sprawności i wydolności fizycznej organizmu.

Rozwój filogenetyczny człowieka, zadecydował o jego pionowej pozycji ciała. Pionowa pozycja ciała człowieka umożliwiła z kolei dwunożną lokomocję. Zdolność utrzymania pionowej postawy ciała i kontrola jej stabilności w życiu osobniczym człowieka jest powiązana z rozwojem układu nerwowego i aparatu ruchowego (mięśniowo – kostno - stawowego). W osobniczym rozwoju człowieka następuje ciągle

doskonalenie umiejętności ruchowych, aż do ich zautomatyzowania. Wzorzec lokomocyjny i postawny dziecka 5-7 letniego ma już cechy człowieka dorosłego (Berger i wsp. 1985, Osiński 1994). Wzorzec ten, charakteryzuje stabilizacja i swoboda ruchów. Przez długi okres życia człowieka, procesy adaptacyjne w dostatecznym stopniu zabezpieczają proces kontroli pozycji pionowej ciała. Młodzi i sprawni osobnicy idąc, potrafią jednocześnie wykonywać inne złożone czynności ruchowe (np. gestykulując, odbijając i kozłując piłkę). W przypadku osób starszych, jest to już niemożliwe. Redukcji ulegają wszystkie te czynności, które zakłócają kontrolowaną pozycję ciała.

Zainteresowanie badaczy, wieloma aspektami stanu zdrowia i funkcjonowania osób starzejących się i starszych, uwarunkowane jest „rewolucją długowieczności”. Przyjęte granice wieku przez Światową Organizację Zdrowia (WHO), dotyczą dwóch zasadniczych przedziałów wiekowych. Pierwszy przedział w wieku starszym, to tak zwana starość wczesna, która obejmuje okres od 65 roku życia człowieka i trwa umownie do 74 roku życia. Okres późnej starości człowieka rozpoczyna się od 75 roku życia i więcej lat. Arbitralnie ustalone granice wskazywać mogą na znaczne zmiany fizyczne i fizjologiczne zachodzące w organizmie człowieka.

Starzenie się organizmu, jest naturalnym procesem w biologicznej egzystencji człowieka. Jego złożone procesy nie zostały w pełni poznane (Zahorka – Markiewicz i wsp. 2001). Proces ten obejmuje swoim wpływem zarówno struktury anatomiczne ciała człowieka jak i ogół ich wzajemnie powiązanych czynności.

Każdy człowiek predysponowany jest do przekroczenia progu starości, ale z uwagi na zróżnicowany przebieg osobniczy tego procesu, każdy przekroczy go w innym czasie. W trakcie starzenia się człowieka, zachodzą określone biologiczne zmiany, które powodują stały spadek

poziomu sprawności funkcjonowania poszczególnych narządów i układów. Symptomy starości są dobrze znane i do ich zewnętrznych przejawów należą zmiany zachodzące przede wszystkim w skórze, uzębieniu i ogólnej postawie ciała. O ile dwa pierwsze wymienione symptomy, nie wpływają bezpośrednio na stan funkcjonowania człowieka, o tyle zmiana w postawie ciała - wpływa na ten stan.

Zmiana postawy ciała oraz obniżenie się sprawności i wydolności fizycznej człowieka w inwolucji, uwarunkowane są zmianami jakie zachodzą w układzie nerwowym, w układzie mięśniowym i kostno – stawowym oraz w układzie krążenia i oddychania. Inwolucja człowieka podobnie jak okres pokwitania, różnicuje płeć pod względem czasu i dynamiki zachodzących zmian.

Dla procesu kontroli pionowej postawy ciała, najistotniejsze wydają się być zmiany jakie zachodzą w układzie nerwowym i w układzie mięśniowo - kostno – stawowym. Sprawność tych układów wraz z wiekiem ulega pogorszeniu, a zaburzenia funkcjonalne z tym związane stanowią podwyższone ryzyko upadków. Praktycznie wszystkie zaburzenia nerwowe i mięśniowo – szkieletowe powodują jakieś negatywne skutki w układzie równowagi (Winter 1995).

Każde zadanie motoryczne człowieka, zainicjowane jest aktywnością układu nerwowego. Układ ten charakteryzuje się powolnym przebiegiem zmian inwolucyjnych, które początkowo są mało dostrzegalne. Zmiany degeneracyjne i zanikowe występujące w układzie nerwowym powodują upośledzenie przepływu informacji ze środowiska zewnątrz komórkowego do jej wnętrza (Rosławski 2001, Żakowska – Wachelko 2000). Z wiekiem wzrasta zawartość cholesterolu i białek, a to z kolei przyczynia się do zwiększenia lepkości i sztywności błon (Charzewska i wsp. 2001, Żakowska – Wachelko 2000).

Charakterystyczne są również zmiany w unerwieniu włókien mięśniowych, które u osób po 60 roku życia dotyczą wyraźnego zmniejszenia się ilości motoneuronów w rogu przednim rdzenia kręgowego. W efekcie tych zmian, odpowiedź (reakcja) na bodźce ulega zakłóceniu, a mechanizmy przystosowawcze człowieka działają z opóźnieniem. Problemy wynikające z postępujących zmian inwolucyjnych w układzie nerwowym u ludzi starzejących się i starszych, wymuszają potrzebę lepszego zrozumienia jak ów układ działa i jak ocenić ilościowo jego stan w dowolnym momencie czasu. (Winter 1995).

Zmiany inwolucyjne układu nerwowego, rzutują na stan funkcjonalny mięśni (czynnego układu ruchu). Sarkopenia, to tzw. proces ubytku masy i siły mięśniowej, który determinowany jest postępującymi zmianami inwolucyjnymi w organizmie człowieka. Od około 50 roku życia człowieka, obserwowany jest stały ubytek masy mięśniowej w ilości od 1% do 2% rocznie. W sarkopenii spada ilość włókien mięśniowych, zwłaszcza szybkich (FT). Natomiast „straty” jednostek motorycznych wolnych są z reguły mniej nasilone. Wraz z wiekiem zmianom ulegają inne cechy fizyczne mięśni jak ich elastyczność i kurczliwość, które są następstwem atrofii mięśni oraz nagromadzeniem się tłuszczu i zmianami zachodzącymi w nerwach obwodowych (Czarkowska – Pączek 2006). Spada szybkość przewodzenia bodźców afferentnych i efferentnych. Te ostatnie wymienione zmiany, powodują wydłużenie się fazy skurczu i rozkurczu mięśni szkieletowych. Proces zaniku włókien mięśniowych, nie powoduje jednak we wczesnym swoim stadium wyraźnego dyskomfortu.

Jednak w wieku 70 – 80 lat, gdy masa mięśni jest już zmniejszona o około 40% od swojej wartości maksymalnej, fakt ten stanowi poważne utrudnienie kontroli postawy ciała (Rosławski 2001, Orzech J. 2000, Żakowska – Wachelko 2000).

W biernym układzie ruchu, którym jest układ kostno - stawowy, zasadnicze zamiany w starzeniu się polegają na zmniejszeniu się masy kości (osteopenia), u kobiet o wartość ok. 25 – 40%, a u mężczyzn od 15% do 25% od wartości wyjściowej (Rosławski 2001, Żakowska – Wachelko 2000). Wiek stanowi ten czynnik, który ma największy wpływ na zmiany przekształcające strukturę kostną, poprzez demineralizację, ubytek elastycznych elementów kości, zanik istoty korowej, powiększenie przestrzeni międzybeleczkowych. Przekształcenia te obniżają wytrzymałość mechaniczną kości i zmniejszają jej sprężystość, a zwiększają kruchość. Konsekwencją tego jest starcze zresztotnienie kości tzw. osteoporoza, która predysponuje je do złamań podczas upadków. Zmianom zużycia ulegają również więzadła, torebki stawowe, a przede wszystkim chrząstka stawowa, której proces rozwarstwiania się stanowi podłoże zmian zwyrodnieniowo – zniekształcających, szczególnie w obrębie kręgosłupa i stawów biodrowych. Zmiany zwyrodnieniowo – zniekształcające kręgosłupa, jako wyraz funkcjonalnej adaptacji obronnej przejawiają się w wytworzeniu wyrostki kostnych (osteofitów), ograniczając przy tym ruchomość w stawach międzykręgowych. Podobnie w stawach biodrowych tworzą się dzioby i mostki zabezpieczające je przed nadmiernym obciążaniem. Wyrazem starzenia się narządu ruchu jest przyjęcie postawy starczej, charakteryzującej się zwiększeniem kifozy piersiowej i zmniejszeniem lordozy lędźwiowej.

Opisane wyżej zmiany w procesie starzenia się człowieka, nie zachodzą równocześnie i procesy kompensacyjne dość długo wyrównują i maskują ubytki dzięki procesom przystosowawczym układu nerwowego. Jednakże, gdy wymagania w stosunku do układu równowagi przekroczą jego ograniczone możliwości funkcjonalne, wystąpi niestabilność. Niestabilność z kolei, przy braku odpowiedniej kompensacji spowoduje nieprzewidywalne perturbacje w kontroli stabilności postawy, zwiększając prawdopodobieństwo upadku jakie ma miejsce szczególnie w okresie późnej starości człowieka (Baloh i wsp. 1998, Bień i wsp. 2001, Błaszczyk 2004, Kuczyński 2003). W tych momentach potrzebna jest interwencja medyczna i rehabilitacyjna, której skuteczność z kolei zależy od prawidłowej oceny przyczyn niestabilności. Jakościowe zmiany w zachowaniach posturalnych człowieka są łatwo dostrzegalne (bezpośrednia obserwacja wzrokowa), jednak trudniejsze do oceny są ich zmiany ilościowe.

Złożoność procesu kontroli równowagi ciała, uzewnętrznia się dopiero w przypadku jej upośledzenia spowodowanego zmianami patologicznymi lub fizjologicznym procesem starzenia się organizmu. Problemy związane z postępującym deficytem kontroli równowagi ciała u osób starszych, jak już wspomniano predysponują ich do upadków oraz do znacznych urazów ciała, a nawet do śmierci. Dlatego ta grupa osób winna stać się szczególnym obiektem zainteresowania ośrodków badawczych.

1.2. Kontrola pozycji pionowej ciała człowieka

Utrzymanie stabilnej postawy ciała obejmuje szeroki wachlarz zagadnień związanych z kontrolą ruchową, orientacją przestrzenną i oddziaływaniem na ciało człowieka różnych sił.

Pozycja pionowa ciała człowieka, przy ograniczonym polu podparcia jest podatna na wszelkie zakłócenia jej stabilności. Za wyznacznik stabilności postawy, przyjmuje się położenie ogólnego środka ciężkości w ograniczonym polu podparcia, którym jest obrys stóp (Błaszczyk 1997). Utrzymanie równowagi ciała człowieka w tej pozycji, wymaga precyzyjnej koordynacji ruchowej (Fidelus 1972). Proces koordynacji ruchów zainicjowany jest poprzez ośrodkowy układ nerwowy i przejawia się jako wykonawcza odpowiedź korekcyjna wykrytego zakłócenia. Proces ten polega na pobudzaniu do pracy jednostek motorycznych w ściśle określonych zależnościach czasowych i przestrzennych (Czchaidze 1962). Kontrola postawy ciała i utrzymanie równowagi ciała dotyczy dwóch jakościowo różnych zagadnień. Sterowanie postawą, to nadanie ciału określonej sylwetki. Utożsamiane jest ze zdolnością wykonania czynności ruchowej w czasie, w którym ciało pozostaje w miejscu w stosunku do podłoża. Natomiast kontrola stabilności postawy ciała, dotyczy zagadnień dynamicznych. Dynamiczny proces utrzymywania równowagi w pozycji pionowej ciała to zdolność przeciwstawiania się działaniom różnych zakłóceń. Zakłócenia te pochodzą mogą ze środowiska zewnętrznego i wewnętrznego człowieka (Błaszczyk 2004). Równowaga dynamiczna to zdolność kontroli pionowej postawy w czasie wykonywania czynności ruchowych, w których ciało przemieszcza się w przestrzeni.

Człowiek stojący na dwóch kończynach dolnych, kontroluje pozycję pionową poprzez nieznaczne przemieszczenia ciała w płaszczyźnie przednio – tylnej i bocznej, często przechodząc przez punkt równowagi. Dążenie do położenia równowagi ciała w pionie określa się stabilnością. Golema (1987, 2002), identyfikuje te wychylenia ze zmianą położenia ogólnego środka ciężkości. Wychylenia ciała w pozycji pionowej, związane są, jak wspomniano wyżej, z kontrolą przemieszczania się ogólnego środka ciężkości i przebiegają w kilku tzw. obszarach stabilności (Błaszczuk i wsp. 1993). W obszarze marginesu stabilności, ciało oscyluje w sposób przypadkowy w promieniu 5 milimetrów, poza świadomością człowieka. Zadziałanie bodźca zakłócającego równowagę, wymaga wprowadzenia odpowiedniego programu korekcyjnego będącego integralną częścią wykonawczego programu ruchowego (Massion 1992). Obszar w którym możliwe jest wprowadzanie korekty nazywane jest marginesem bezpieczeństwa. Przekroczenie granicy tego marginesu uniemożliwia odzyskanie równowagi (Błaszczuk 1993).

Z obszarami stabilności związane są specyficzne strategie które człowiek wykorzystuje w procesie kontroli równowagi pionowej ciała. „Strategia stawu skokowego”, jest sekwencją dystalno – proksymalną, realizowaną przy nieznacznym zaburzeniu pionowej pozycji ciała. „Strategia stawu biodrowego” jest sekwencją proksymalno – dystalną. Ta strategia towarzyszy kontroli pozycji pionowej, osób stojących na wąskim podłożu. Aktywność mięśniowa w tych warunkach rozpoczyna się od mięśni ud i tułowia, przenosząc się w dół na dalsze mięśnie kończyn dolnych. Ostatnią z wykorzystywanych przez człowieka strategii kontroli postawy pionowej ciała jest „strategia kroku”. Przedstawione strategie stanowią specyficzne interakcje między afferentnymi (czuciowymi) i efferentnymi (ruchowymi) strukturami systemu posturalnego.

W dalszych rozważaniach nad kontrolą stabilności ciała człowieka w pozycji pionowej, w tym miejscu należy przypomnieć, iż realizowana ona może być w dwojaki sposób. Odwołując się do najprostszego modelu wahadła odwróconego (Morawski 1974), łatwo zauważyć, że jeden ze sposobów odnosi się bezpośrednio do kontroli kąta nachylenia ciała względem płaszczyzny podparcia. Człowiek kontroluje ten kąt, tak zwanym czuciem głębokim (propriocepcją) pochodzącym ze stawu skokowego. Wszelkie odchylenia ciała od pionu sygnalizowane są jako zmiany napięcia i długości mięśni, zmiany kątów stawowych oraz rozkładu siły nacisku na powierzchni stóp.

Drugi rodzaj kontroli położenia ciała, opiera się na sygnałach (informacjach wzrokowych i narządu równowagi) pochodzących z „górnego końca ciała”, którym jest położenie głowy w przestrzeni. Położenie głowy przez odruchy szyjne steruje napięciem mięśni posturalnych tułowia i kończyn dolnych. Kontrola pozycji pionowej ciała w ujęciu modelu wahadła odwróconego, realizowana jest przez aktywność mięśni stabilizujących staw skokowy (Błaszczuk 2004).

Nad kontrolą wychwiań ciała człowieka w pozycji pionowej, ustawicznie czuwa układ nerwowy. Układ ten jako regulator (układ sterujący), zapewnia odpowiednią jakość kontroli postawy ciała. Sterowanie postawą przez ośrodkowy układ nerwowy, opiera się na informacjach pochodzących z proprioceptorów i receptorów skórnych, oraz narządu wzroku i zmysłu równowagi. Wzrok, dostarcza informacji o przestrzennej pozycji ciała względem punktów odniesienia. Na bazie jego informacji następuje planowanie zarówno lokomocji człowieka jak również unikanie przeszkód na drodze (Winter 1995). Narząd równowagi nadzoruje zstępującą kontrolę postawy (poprzez prawidłowe położenie głowy, określa zmianę pozycji ciała względem pola grawitacji).

Układ ten jest niejako naszym „żyroskopem”, który mierzy przyspieszenie liniowe i kątowe (Winter 1995). Ostatni z omawianych kanałów informacyjnych (somatosensoryczny), do którego należą prioprioceptory i receptory skórne, dostarcza informacji o położeniu ciała względem powierzchni podparcia. Układ ten reprezentuje zestaw czujników wrażliwych na pozycję i prędkość wszystkich segmentów ciała, ich kontakt z obiektami zewnętrznymi i podłożem oraz orientację grawitacyjną (Winter 1995). W oparciu o informacje pochodzące z układu odbiorczego (receptorów), w układzie sterowania tworzona jest przestrzenna reprezentacja ciała. Te wyspecjalizowane receptory działają autonomicznie i wybiórczo, scalając wrażenia we wspólny obraz położenia ciała (Gawroński 1966).

Sterowanie układem ruchu, realizowane jest na trzech poziomach układu nerwowego. Na najniższym poziomie, rdzenia kręgowego, układ ten zapewnia koordynację skurczów mięśniowych (proste odruchy somatyczne i autonomiczne). Na poziomie wyższym, w pniu mózgu i jądrach podkorowych, realizowane są złożone ruchy mimowolne (lokomocyjne i postawne). Na poziomie najwyższym, obejmującym korę mózgową, mózdzek i jądra podstawy, dokonywany jest wybór odpowiedniej strategii ruchów dowolnych (postawnych, lokomocyjnych i manipulacyjnych). Strategiami są wzorce ruchowe, nabyte w życiu osobniczym i dotyczą między innymi toru oraz szybkości ruchu (Górska i wsp. 1997, Konturek, 1998).

Istotą sterowania są specyficzne procesy, pobudzania i rozluźniania mięśni. Zmiany napięcia i długości odpowiednich grup mięśni posturalnych są swoistą impulsacją (pobudzanie / rozluźnianie). Ta naprzemienna aktywacja mięśni posturalnych, stanowi istotę korekcji kontrolowanej pozycji pionowej ciała człowieka.

Wyróżnia się trzy rodzaje napięcia mięśniowego. Napięcie mięśni – spoczynkowe, utrzymuje względnie stabilne położenie poszczególnych elementów składowych narządu ruchu względem siebie. Z kolei napięcie mięśni – postawne, przeciwdziała sile ciężkości i zapewnia utrzymanie ciała w określonej postawie (pozycji). Napięcie to pochodzi głównie od mięśni szyi i tułowia aktywowanymi (głównie) pobudzeniami płynącymi z receptorów czucia głębokiego (priprioceptorów) i receptorów narządu równowagi (kanałów półkolistych). I trzeci rodzaj napięcia mięśni, to tzw. napięcie wspierające (pomocnicze), które towarzyszy wszystkim czynnościom zamierzonym człowieka (ruchy dowolne), zwiększając płynność i dokładność ruchów (Ganong, 1994; Grochmal, 1986).

Kontrola pozycji pionowej ciała przebiega w sposób autonomiczny i nieświadomy, poprzez mechanizmy odruchowe. Zaangażowanie i wpływ poszczególnych systemów kontrolujących postawę ciała w ontogenezie człowieka, może się zmieniać i skutecznie kompensować niewydolność jednego z nich. Układ nerwowy posługuje się ograniczoną liczbą skoordynowanych ruchów kompensujących niestabilność. Nashner i wsp. (1985), zaliczają proces utrzymania równowagi do procesów koordynacyjnych z ograniczoną liczbą koordynacji ruchowych (strategii posturalnych) zapewniających utrzymanie i kontrolę równowagi ciała w pozycji pionowej.

Skuteczne przeciwdziałanie utracie równowagi ograniczone jest określonym czasem od 70 do 100 ms (Błaszczak 2004). Ten ograniczony przedział czasu obejmuje moment wykrycia czynnika destabilizującego (na wejściu), dokonanie wyboru programu korekcyjnego i skuteczne jego wprowadzenie (uruchomienie na wyjściu). Przekroczenie tej granicy czasu uniemożliwia wykonanie skutecznych ruchów przywracających stabilność i powoduje, że człowiek upada.

1.3. Biomechaniczna struktura pionowej postawy ciała człowieka

Z biomechanicznego punktu widzenia, ciało człowieka stanowi łańcuch biokinematyczny. W stanie swobodnym, pary biokinematyczne opierają się jedna na drugiej, tworząc skomplikowany biomechanizm. Ta złożona struktura jest skonfigurowanym względem siebie układem wahadeł odwróconych o wielu stopniach swobody. Pary biokinematyczne łańcucha biokinematycznego, połączone są stawami, mięśniami, więzadłami i ścięgnami. W tym kontekście, układ ten (ciało człowieka) znajduje się w stanie równowagi chwiejnej, ponieważ poddany jest jednocześnie wpływom sił: zewnętrznych (siła ciężkości, bezwładności, tarcia) i wewnętrznych (mięśni i biernego aparatu ruchowego), (Golema, 1981,1987; Bober i Zawadzki, 2001). Zatem proces kontroli pozycji pionowej ciała, wiąże się z bezwładnościowymi siłami działającymi na ciało oraz bezwładnościowymi charakterystykami segmentów ciała (Winter,1995). Można określić, że proces utrzymywania równowagi przez człowieka jest zdeterminowany budową jego ciała. Budowa ciała i jego funkcje są różne w różnym wieku. Analiza tak skomplikowanego mechanizmu, jakim jest ciało człowieka w pozycji pionowej, jest prawie niemożliwa. Dlatego też mechanizm utrzymywania równowagi tłumaczony jest przy pomocy modeli, które stanowią obecnie jeden z podstawowych obszarów badawczych biomechaniki lokomocji człowieka (Fidelus 1972, Golema 1981, 1987, 2002).

Jeżeli człowiek w czasie utrzymywania równowagi w pozycji pionowej zablokuje ruchy we wszystkich stawach, oprócz stawów skokowo - goleniowych, to upodobnia się do bryły sztywnej. W takim modelu, zaproponowanym między innymi przez Morawskiego (1974) i Golemę (1981), główną osią obrotu wahadła, zapewniającą stabilność jest staw skokowy. Ciało sztywne zgodnie z prawami fizyki, jest w równowadze

jedynie wówczas, gdy wszystkie siły przyłożone do ciała wzajemnie będą się równoważyły (Doński,1963; Golema,1981,1987).

Model wahadła odwróconego, w kontekście ciała człowieka w pionowej pozycji i podpartego w dwóch punktach (stawy skokowe), może być utrzymane w równowadze, jeśli jest sterowane przez regulator. W układzie równowagi, jak już wspomniano, funkcję regulatora pełni układ nerwowy, a ciało stanowi obiekt jego regulacji. Pozycja pionowa ciała jest stabilna tak długo jak rzut środka ciężkości ciała pozostaje wewnątrz pola podstawy. Regulator jest świadom problemów sterowania wielosegmentowym układem oraz sprzężeniami pomiędzy jego elementami ułatwiającymi utrzymywanie równowagi. Ten skomplikowany biomechanizm i złożoność procesu jego kontroli, uzewnętrznia się między innymi w procesie inwolucji człowieka. We wczesnym okresie starzenia się organizmu, obserwowalna jest utrata precyzji i płynności ruchu. Późna starość, niesie za sobą już poważne ograniczenia w mobilności (przetwarzanie informacji w układzie nerwowym i sprawność aparatu ruchowego). Potrzeby związane z wyrównaniem deficytów wynikających z inwolucji, to wprowadzenie programów profilaktycznych. Programy takie można jedynie opracowywać znając istotę ich przyczyn. Rozpoznanie przyczyn odnosi się do ich kierunku, a w tym do wielkości i dynamiki postępujących zmian.

1.4. Problematyka badawcza w świetle literatury

Wraz ze wzrostem liczebności populacji ludzi starszych oraz przedłużaniem średniego czasu życia, potrzeba zapewnienia mobilności człowieka staje się bardzo ważna z punktu widzenia etycznego i społecznego.

Doniesienia badań epidemiologicznych upadków u osób starszych wskazują, że wśród osób starszych podatność na upadki zwiększa się z wiekiem. W populacji sześćdziesięcioletków doświadczonych zostaje rocznie przynajmniej jednym upadkiem 35%, w grupie osiemdziesięcioletków wskaźnik ten wynosi już 40%, a około pięćdziesiątego roku życia połowa populacji doświadczona jest przynajmniej jednym upadkiem. Przemawiającym jednak do wyobraźni jest fakt, że liczba zgonów w następstwie upadku w populacji osiemdziesięcioletków jest porównywalna ze zgonami wynikłymi na skutek kolizji w grupie 15-20 - latków (Winter 1995).

Z badań tych wynika również, iż do tych przykrych incydentów dochodzi najczęściej podczas aktywności ruchowej. Około 60% upadków osób starszych, ma miejsce podczas chodzenia, ale aż 40% ma miejsce podczas: wstawania, schylania się, siadania, i wykonywania skrętu tułowia (Skalska i wsp. 2003). Ten wysoki wskaźnik urazowości, jest o tyle niepokojący, że blisko połowa urazów w wyniku upadku ma miejsce w sytuacji w których osoby starsze będąc w pionowej pozycji ciała, inicjują jej zmianę. Do przykrych następstw upadków należą przede wszystkim złamania szyjki kości udowej, złamania kości przedramienia (promieniowej i łokciowej) i złamania kręgosłupa (szyjnego i innych jego odcinków).

Połowa wszystkich upadków u kobiet kończy się złamaniami kończyn górnych, a u mężczyzn wskaźnik tej urazowości wynosi jedną trzecią. Natomiast wskaźnik urazów biodra w wyniku upadków dla kobiet wynosi 18%, a dla mężczyzn, aż 24% (Błaszczuk 2004).

Badania kontroli pozycji pionowej ciała człowieka ewoluowały od badania położenia ogólnego środka ciężkości w postawie swobodnej i wymuszonej (Golema 2002). Współczesny neurofizjolog rosyjski, Anatol Feldman jest autorem koncepcji, które nosi nazwę hipotezy punktu równowagi. Teoria ta jest pierwszą próbą powiązania sterowania układu nerwowego ruchem z parametrami mechanicznymi mięśni (za Błaszczukiem 2004). Rozwój metod badawczych, umożliwił poszerzanie tematyki badawczej. Realizowane badania naukowe biomechaników i innych badaczy (na świecie i w Polsce) w ostatnich dwóch dekadach, wzbogaciły wiedzę na temat procesu kontroli pozycji pionowej ciała człowieka w stanie swobodnym. Uważa się, że kontrola równowagi jest złożonym procesem ruchowym, na które składa się czucie somatosensoryczne, planowanie i uczenie się (Błaszczuk 2004). Biomechanicy, cybernetycy, neurofizjolodzy i inni naukowcy w celu kompleksowego wyjaśnienia procesu równowagi badają wpływ różnorodnych zakłóceń stabilności pozycji pionowej człowieka.

Znaczenie wzroku (wpływ zaburzeń ostrości widzenia) w kontroli pozycji pionowej ciała było przedmiotem badań realizowanych przez wielu autorów: Golema (1981), Horak (1989), Dworak (1991), Winter (1995), Sipko (1998), Kluch (2003), Dmitruk i wsp. (2004). Wyniki badań potwierdzają, że w wyniku niedowidzenia następuje wzrost niestabilności.

Wpływ narządu przedsionkowego poprzez dodatkowe bodźcowe drażnienie badali Starosta, (1957a, 1957b, 1966, 1975); Kuczyński i Sienkiewicz (1994), Kluch (2003). Najczęściej stymulowano go obrotami

na krześle Barany'ego, przez wywołanie ruchu endolimfy w kanałach półkolistych. Badania te wykazały zmiany strategii posturalnej.

Wprowadzanie zakłóceń podczas eksperymentów w laboratoriach biomechaniki ukierunkowane było na badanie wpływu bodźców środowiskowych (wewnętrznych i zewnętrznych) na kontrolę pozycji pionowej ciała człowieka. Zakłóceniami wywołanymi rodzajem podłoża (gąbki, sprężyny) i przemieszczającym się podłożem oraz dwoma niezależnymi platformami na stan równowagi ciała zajmowali się tacy badawcze jak Maki (1986), Maki (1994), Massion (1992), Michalski (1994), Nashner (1972, 1983), Winter (1995). Jeszcze inne badania dotyczyły zakłóceń w postaci: pchnięć, pociągnięć oraz dotyku (świadome i nieświadome), którymi zajmowali się między innymi Najsarek (2001), Golema (1981, 1987) i Chandler i wsp. (1990).

Wpływ różnorodnych wymuszonych wielkości powierzchni podparcia stóp na podłożu badali: Goldie i wsp (1989), Golema i Stachowska (1996), Kuczyński (1997,1999) oraz Slobounov i Newell (1996). Szeroko opisywane w literaturze są zagadnienia związane z wykorzystaniem powierzchni podparcia, w kontroli pozycji pionowej ciała człowieka. Badania, jakie przeprowadzili między innymi Riach i Starkes (1993), wykazały, że u dzieci zakres przemieszczeń siły reakcji podłoża (COP) obejmuje większe pole niż u dorosłych. Jednak granice wychwiał świadomych u dzieci są mniejsze i obejmują obszar wewnątrz powierzchni podparcia, a u dorosłych jest on większy i obejmuje krańcowe punkty stóp - od palców do pięt i zewnętrznych krawędzi. Wiek jest również tym czynnikiem, który różnicuje wykorzystanie zakresu anatomicznej powierzchni podparcia w dwóch płaszczyznach ruchu człowieka (strzałkowej i czołowej). Błaszcyk (1993), wykonując badania na osobach z różnych grup wiekowych, podaje że osobnicy młodzi i zdrowi użytkują maksymalnie do 80% długości stopy, natomiast osoby starsze do

50% jej długości. Riach i Starkes (1993), badając populację osób dorosłych w wieku 18 – 27 lat, określili, iż człowiek użytkuje 73% anatomicznej powierzchni podparcia w płaszczyźnie strzałkowej a 75% w czołowej. W oparciu o podobne badania Murray i wsp. (1975) (populacji osób w wieku 40 – 70 lat), ocenili, że zakres wykorzystania anatomicznej powierzchni podparcia w płaszczyźnie strzałkowej wynosi 54%, a w czołowej 59%. Jeszcze bardziej zróżnicowane wyniki badań na populacji osób w wieku 60 lat otrzymali Lee i Deming (1987). Doniesienia tych autorów wskazują, iż redukcja użytkowanej powierzchni podparcia pod stopami wynosi dla płaszczyzny strzałkowej do 15% anatomicznej powierzchni, a dla czołowej 65%.

Zakłócenia w postaci świadomych wychwiał ciała (tułowia) w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej prowadzili w swoich badaniach Golema, (1981, 1987), Biskup i wsp. (1992), Kuo i Zajac (1993); Eng i Winter (1993). Eksperymenty naukowe w naturalnych i zaaranżowanych sytuacjach, ukierunkowane na badanie dynamicznego procesu koordynacji posturalnej, jakim bez wątpienia jest utrzymanie równowagi w pozycji pionowej ciała człowieka, mogą pomóc w zrozumieniu skomplikowanych mechanizmów kontroli tej pozycji.

Badania dotyczące charakterystyki procesu utrzymania równowagi człowieka w ontogenezie, były i są wiodącym tematem badawczym zespołów naukowych zajmujących się tą problematyką. Inni badacze zainteresowani byli procesem utrzymywania równowagi z uwagi na jego kluczową rolę w określonych dyscyplinach sportowych (strzelectwo, judo i inne).

Natomiast badania klinicystów dotyczą nie tylko oceny kontroli stabilnej pozycji pionowej ciała człowieka. To przede wszystkim badania ukierunkowane na reakcje i strategie kompensacyjne na zaburzenia równowagi w różnych stanach patologicznych (Błaszczuk 2004).

Zasygnalizowana w pracy prezentacja problematyki badawczej w oparciu o przegląd literatury naukowej, wskazuje, że wiek człowieka i jego stan funkcjonalny odgrywa wiodącą rolę w badaniach procesu kontroli pozycji pionowej ciała człowieka.

Współcześnie, żadne z narzędzi służących kompleksowej analizie równowagi w pozycji pionowej człowieka nie pozwala na ocenę wszystkich aspektów kontroli. W niniejszej pracy podjęto się oceny charakterystyki stabilności postawy ciała u osób w różnym wieku w oparciu o badanie stabilograficzne. Jako kryterium oceny stabilności postawy ciała przyjęto wartości parametrów amplitudowych stabilogramu (zmierzonego, rzeczywistego sygnału COP) i wartości współczynników lepko – sprężystych (na podstawie sygnału korekcyjnego COP-OSC).

2. CEL PRACY, PYTANIA I HIPOTEZY

CEL BADAŃ

Celem pracy jest porównanie wartości parametrów stabilogramu i współczynników lepko – sprężystych sygnału korekcyjnego, zmierzonych podczas stania swobodnego u osób w różnym wieku.

PYTANIA BADAWCZE

Z celem pracy związane są następujące pytania badawcze:

- 1) Jakie występują różnice w wartościach parametrów stabilogramu i w wartościach parametrów lepko – sprężystych w zależności od wieku badanych osób?
- 2) Jakie występują różnice w wartościach współczynników korelacji zachodzących pomiędzy wartościami parametrów stabilogramu i wartościami parametrów lepko – sprężystych u osób w różnym wieku?
- 3) Jakie występują związki pomiędzy wartościami parametrów stabilogramu a wartościami parametrów lepko – sprężystych u osób w różnym wieku?

- 4) Jakie występują różnice w wartościach parametrów stabilogramu i parametrów lepko – sprężystych, ze względu na płeć badanych osób?

HIPOTEZY BADAWCZE

Określając cel i formułując pytania badawcze przyjęto następujące hipotezy:

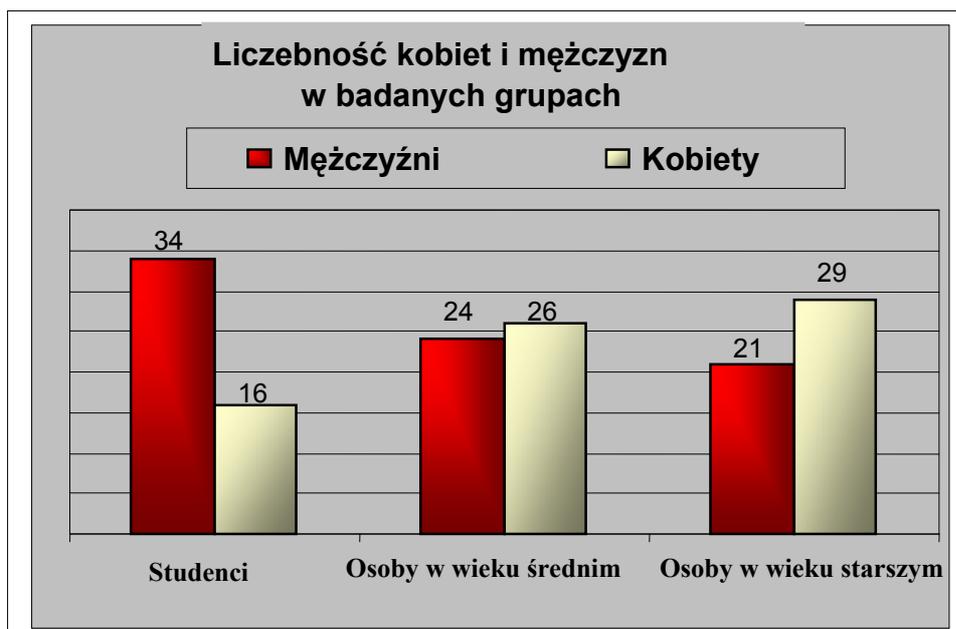
- 1) Występują wyraźne zmiany w wartościach parametrów stabilogramu i w wartościach parametrów lepko – sprężystych w zależności od wieku badanych osób.
- 2) Występują wyraźne zmiany w wartościach współczynników korelacji, zachodzących pomiędzy wartościami parametrów stabilogramu i parametrów lepko – sprężystych w zależności od wieku badanych osób.
- 3) Występują różnice w wartościach parametrów stabilogramu i w wartościach parametrów lepko - sprężystych w zależności od płci badanych osób.

3. MATERIAŁ I METODY BADAŃ

3.1. Materiał badawczy

Materiał, stanowią wyniki badań 150 dorosłych kobiet i mężczyzn. Uczestniczące w badaniach osoby, pogrupowano w trzy grupy wiekowe, w tym: 50 osób starszych, 50 osób w wieku średnim i 50 studentów. Badani, zamieszkiwali na terenie miasta Opola. Struktura społeczno - zawodowa, badanej populacji to w 1/3 emeryci, w 1/3 studenci oraz w 1/3 pracownicy administracyjni i dydaktyczno - naukowci Wydziału Wychowania Fizycznego i Fizjoterapii Politechniki Opolskiej.

Dokonano doboru wiekowego badanych osób i przyjęto jako punkt wyjścia do oceny zmian stabilności postawy ciała. Obliczenia wyników dokonano w trzech grupach wiekowych. W odrębnej analizie uwzględniono płeć badanych osób. W badaniach uczestniczyło 71 kobiet i 79 mężczyzn. Liczebność uczestniczących w badaniach kobiet i mężczyzn w różnych grupach wiekowych przedstawia rys. 1.



Ryc. 1. Liczebność kobiet i mężczyzn w poszczególnych grupach wiekowych

Spośród cech somatycznych w badaniu wykonano podstawowe pomiary wysokości i ciężaru ciała. W tabeli 1 i 2 przedstawiono wartości cech somatycznych i wiek badanych populacji.

Tabela 1. Wartości średnie arytmetyczne (\pm OS) cech somatycznych ciała i wieku badanych populacji.

Osoby	w wieku starszym	w wieku średnim	studenci
Średni wiek	77,4 lat \pm 8,5	44,9 lat \pm 10,7	22,4 lat \pm 0,5
Średnia masa ciała	73,6 kg \pm 15,4	74,5 kg \pm 13,2	67,6 kg \pm 13,7
Średni wzrost	162,2 cm \pm 9,1	169,8 cm \pm 9,5	174,2 cm \pm 9,9

Tabela 2. Wartości średnie arytmetyczne (\pm OS) cech somatycznych ciała i wieku w różnych grupach wiekowych kobiet i mężczyzn.

Kobiety	w wieku starszym	w wieku średnim	studentki
Średni wiek	76 lat \pm 7,8	44 lat \pm 9,1	22 lat \pm 0,0
Średnia masa ciała	75 kg \pm 17,4	68 kg \pm 12,6	53 kg \pm 5,6
Średni wzrost	159 cm \pm 6,0	166 cm \pm 7,2	165 cm \pm 3,8
Mężczyźni	w wieku starszym	w wieku średnim	studenci
Średni wiek	79 lat \pm 9,2	46 lat \pm 12,4	23 lat \pm 0,5
Średnia masa ciała	79 kg \pm 10,2	81 kg \pm 9,8	80 kg \pm 8,8
Średni wzrost	171 cm \pm 7,0	174 cm \pm 11,8	181 cm \pm 7,4

Różnica w wartościach średnich wieku, pomiędzy grupą najstarszą i średnią wyniosła 32,9 lat. Natomiast pomiędzy grupą najstarszą i najmłodszą 56 lat (jest to różnica dwóch pokoleń), a grupą osób w wieku średnim i studentami 22,1 lat.

Młodzi uczestnicy badań określili stan swojego zdrowia jako bardzo dobry, a osoby starsze jako dobry. Nikt z uczestników nie cierpiał na schorzenia mające związek z pogorszoną równowagą. Z uwagi na występującą „wielochorobowość” u osób w najstarszej grupie wiekowej,

(związaną z procesem inwolucji), ten fakt w dokumentacji eksperymentu został indywidualnie odnotowanym, ale nie stanowił odrębnej i ukierunkowanej analizy wyników.

Badania były dobrowolne, spełniały kryteria etyczne i przeprowadzone zostały za zgodą Komisji Bioetycznej działającej przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Opolu.

3.2. Program badań

Realizacja badań związana była z zaplanowaniem terminu i organizacją stanowiska badawczego.

Badania przeprowadzono w okresie od czerwca 2004 roku do grudnia 2005 roku. Grupa studentów i grupa osób w wieku średnim, miały wykonane badania w pracowni biomechaniki Wydziału Wychowania Fizycznego i Fizjoterapii Politechniki Opolskiej. Natomiast badania osób starszych zostały przeprowadzone w gabinecie lekarskim w Domu Kombatanta oraz w Domu Złotej Jesieni w Opolu (badane osoby w tych domach mieszkają).

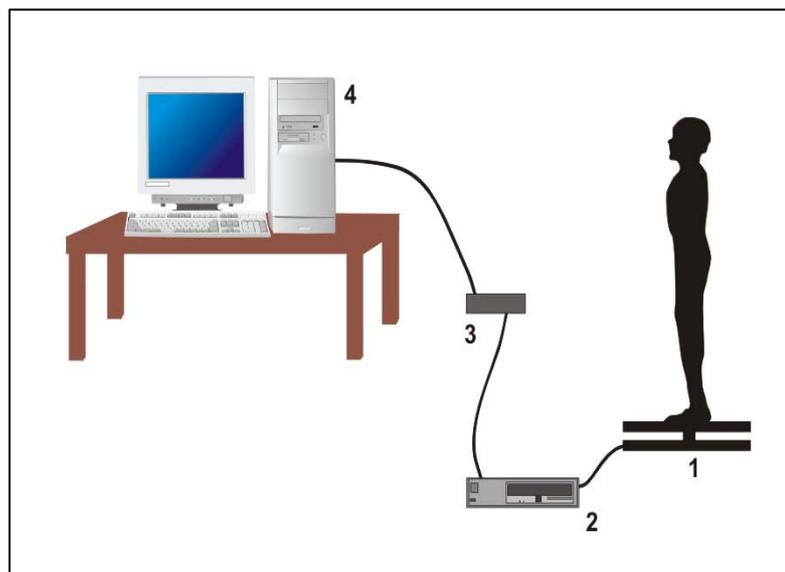
Przed rozpoczęciem eksperymentu, wszyscy badani zostali poinformowani o jego celu i przebiegu oraz o wykorzystaniu jego rezultatów. Poinformowano również o możliwości odmowy udziału w badaniach, bez konieczności podawania przyczyny. Wszystkie osoby wyraziły zgodę na uczestniczenie w badaniach.

Badania wykonane były w standardowych warunkach, z zachowaniem podstawowych procedur obowiązujących w metrologii badań naukowych i rozpoczęto je od wywiadu oraz instruktażu o przebiegu eksperymentu.

3.3. Stanowisko badawcze

W celu przeprowadzenia badań przygotowano stanowisko badawcze (ryc. 2), w skład którego wchodziły następujące urządzenia:

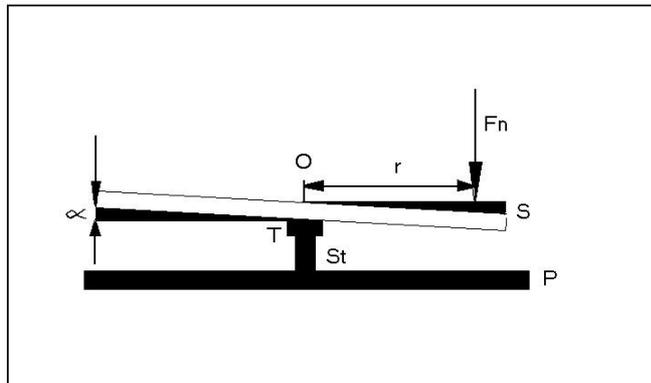
- stabilograf tensometryczny wykonany w pracowni Zakładu Gimnastyki Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu,
- wzmacniacz tensometryczny dwukanałowy - typ 1101,
- przetwornik analogowo-cyfrowy A/C - typ TAD 01,
- komputer PC z monitorem i programem AS 31 opracowane przez firmę Convert z Wrocławia, za pomocą którego dokonywana była rejestracja wyników.



Ryc. 2. Stanowisko pomiarowe: 1 – stabilograf, 2 – wzmacniacz sygnału, 3 – przetwornik analogowo – cyfrowy, 4 – komputer PC z monitorem.

W badaniu głównym narzędziem pomiarowym był stabilograf (ryc. 3). składający się:

- z platformy stabilografu tensometrycznego do badania przemieszczeń punktu przyłożenia siły reakcji podłoża od osi obrotu platformy,
- ze wzmacniacza sygnałów tensometrycznych (dwukanałowy),
- z przetwornika analogowo – cyfrowego,
- z komputera z programem AS 31.



Ryc. 3. Stabilograf tensometryczny: S – platforma wychwiał, P – podstawa stabilografu, St – statyw, T – czujniki tensometryczne, α - kąt nachylenia platformy, r – ramię działania siły nacisku, F_n – siła nacisku, γ – współczynnik sprężystości.

Stabilograf tensometryczny (rys. 3) zbudowany jest: z platformy wychwiał (S) połączonej statywem (St) z podstawą (P). Statyw wykonany jest ze sprężystego i mało podatnego na odkształcenia materiału. Do statywu podłączone są czujniki tensometryczne (T) rejestrujące zmiany położenia platformy górnej (S) względem platformy dolnej – podstawy (P) w osi x i y. Dzięki czujnikom mierzona jest siła nacisku stóp na powierzchnię podparcia w płaszczyźnie strzałkowej (do przodu i do tyłu) i w płaszczyźnie czołowej (w prawo i w lewo). W momencie obciążenia platformy w jednym z kierunków, następuje odkształcenie elementu sprężystego zarejestrowanego przez czujniki tensometryczne.

Zarejestrowane sygnały cyfrowe dla każdej z płaszczyzn są próbkowane z częstotliwością 50 Hz. Wynik pomiaru to wartość zarejestrowanego momentu siły $M_c = F_n \times r$, który przyczynił się do przechylenia platformy wychwiań względem podstawy o kąt α .

Organizacja stanowiska badawczego wiązała się każdorazowo z dokonaniem oceny dokładności pomiarowej aparatury badawczej oraz jej skorelowania (przed rozpoczęciem i po zakończeniu każdego badania).

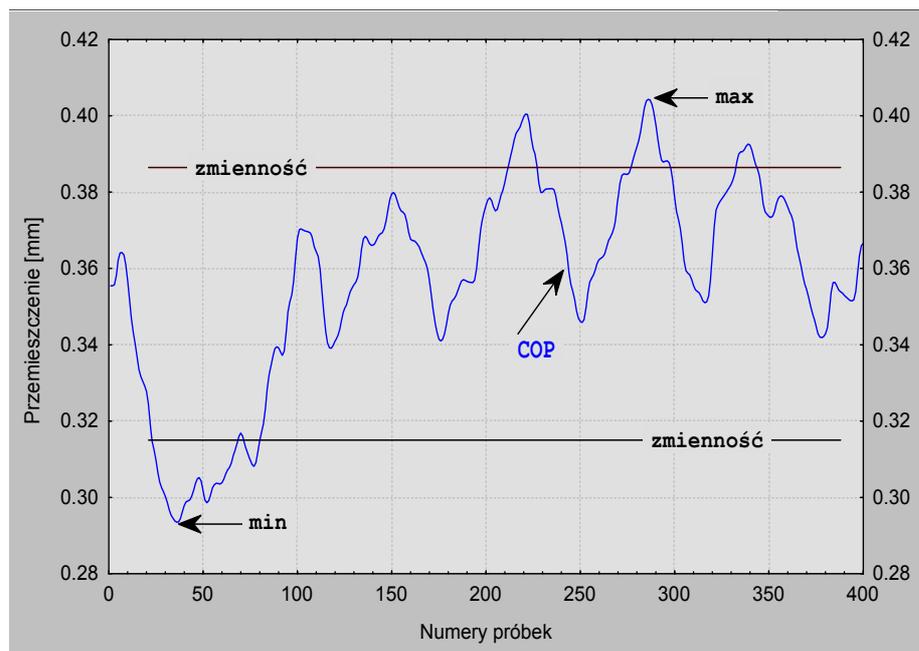
3.4. Przebieg eksperymentu

Eksperyment polegał na staniu obunóż, przez okres 20 sekund na platformie stabilograficznej z oczami otwartymi, w naturalnej i swobodnej pozycji ciała. Podczas prób automatycznie rejestrowano przemieszczanie się punktu przyłożenia wypadkowej siły nacisku stóp na podłoże w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej z częstotliwością próbkowania 20 Hz. Zarejestrowany w pamięci komputera sygnał przemieszczanie się punktu przyłożenia wypadkowej siły nacisku stóp na podłoże, wykorzystano do obliczenia wartości czterech parametrów amplitudowych stabilogramu:

Zmienność przemieszczeń krzywej stabilogramu (**SD** –standard deviation) [mm], w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej, określono w badaniu przez obliczenie wartości odchylenia standardowego.

Zakres przemieszczeń stabilogramu (**RA** – range) [mm], w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej ruchu, jest różnicą między wartością maksymalną i minimalną współrzędnych badania. Jego wielkość jest miarą rozrzutu sygnału, na jakiej u człowieka odbywa się przemieszczenie wypadkowej siły nacisku stóp na podłoże.

Na rys. 4 przedstawiono przykładowe wartości amplitudowe zmienności i zakresu stabilogramu.



Ryc. 4. Przykładowy komputerowy wydruk przemieszczeń punktu przyłożenia wypadkowej siły nacisku stopami na podłoże (zarejestrowany podczas 20 sekundowej próby stania swobodnego) z oznaczeniem wartości zakresu i zmienności.

Prędkość średnia (MV – mean velocity) [mm/s], wychwiał ciała w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej jest ilorazem długości krzywej stabilogramu i czasu pomiaru. Za pomocą tego parametru można określić dynamikę wyzwalań sił mięśniowych w procesie utrzymania równowagi ciała.

Średni promień [mm] odchyłeń od środka układu współrzędnych, jest czułym wskaźnikiem stanu układu kontroli równowagi, a jego wartość dostarcza informacji o wielkości przemieszczania się rzutu środka ciężkości ciała.

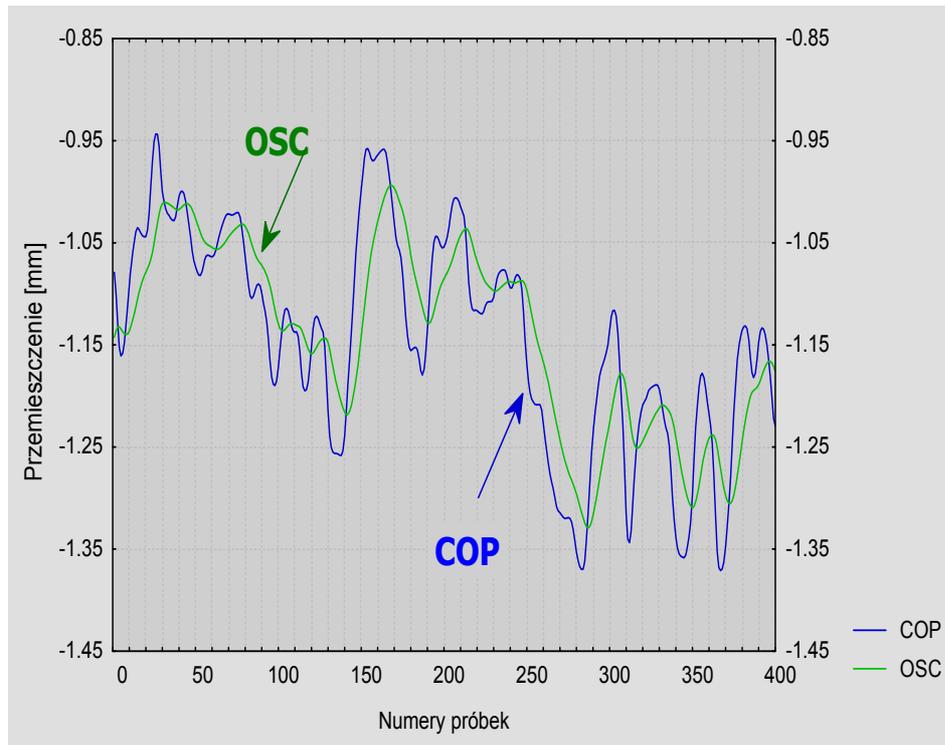
Główną zaletą wybranej metody badawczej, którą jest stabilografia, jest jej zdolność do globalnej oceny sprawności układu równowagi (Fidelus 1961, Golema 1987, 2002). Przedstawione i wykorzystane w pracy parametry stabilogramu, mają charakter opisowy i dotyczą ogólnych

symptomów oceny stabilności pozycji pionowej ciała u osób w różnym wieku.

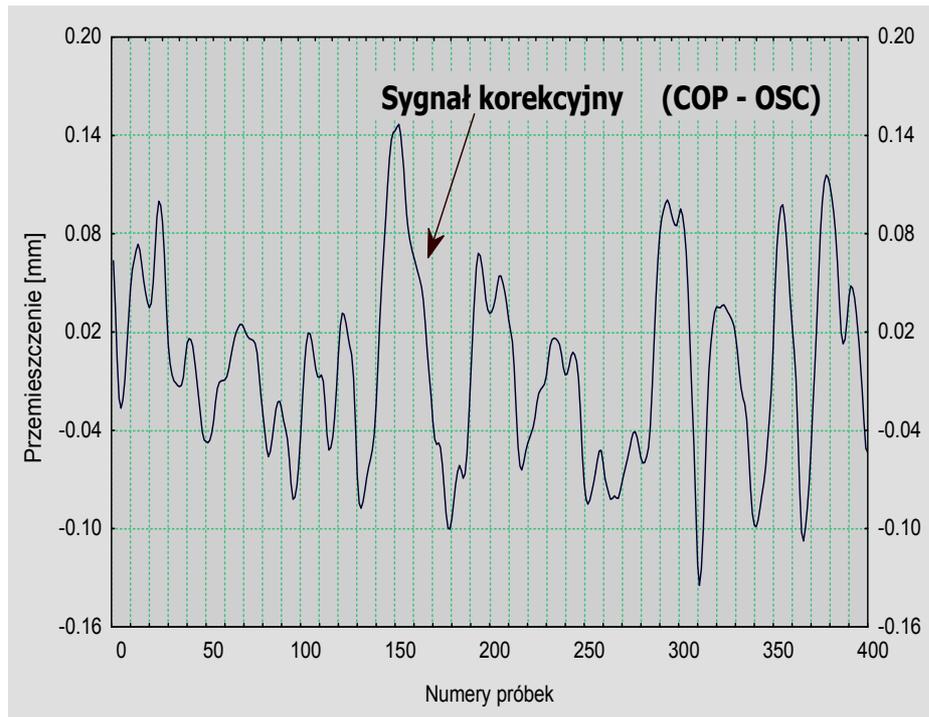
W prezentowanej pracy, analiza zachowań posturalnych podczas stania swobodnego, opiera się również na modelu lepko-sprężystym zaproponowanym przez Kuczyńskiego (2003). W podejściu tym wykorzystuje się różnicę sygnałów przemieszczania się punktu przyłożenia wypadkowej siły nacisku stóp na podłoże i ogólnego środka ciężkości, jako zmienną sterującą (sygnał korekcyjny), co znacznie wzbogaca wgląd w mechanizmy kontroli równowagi ciała w porównaniu z miarami samego sygnału stabilogramu.

Prezentowany model lepko – sprężysty Kuczyńskiego (2003), opiera się na opracowanej przez niego metodzie pośredniego wyznaczania zmian przemieszczenia ogólnego środka ciężkości. Na bazie procedury wygładzenia wykładniczego i metody filtrowania (z pakietu STATISTICA), zastosowanej do rzeczywistego, zmierzonego sygnału stabilogramu, otrzymuje się krzywą, która odzwierciedla przemieszczanie się ogólnego środka ciężkości. Kolejnym etapem procedury w modelu lepko – sprężystym, jest zsynchronizowanie przebiegu obu tych krzywych (przemieszczanie się punktu przyłożenia wypadkowej siły nacisku stóp na podłoże i ogólnego środka ciężkości). W wyniku nałożenia względem siebie obu krzywych, wylicza się wartości ramienia pary sił. Zmienna sterująca (sygnał korekcyjny) stanowi różnicę odległości pomiędzy przebiegiem obu krzywych i jest poszukiwaną wielkością sterującą procesem utrzymania równowagi. Uzyskany sygnał korekcyjny, który ma cechy procesu autoregresji drugiego rzędu (Kuczyński 1997, 2003), stanowi podstawę do obliczenia dwóch parametrów autoregresji charakteryzujących jego własności. Wartości tych parametrów służą do obliczenia współczynników lepko – sprężystych.

Na rysunku 5 i 6 przedstawiono przykładowe zapisy sygnałów (stabilogramu i korekcyjnego), wykorzystanych do wyliczenia analizowanych w pracy parametrów.



Ryc. 5. Przykładowy komputerowy wydruk przemieszczeń punktu przyłożenia wypadkowej siły nacisku stopami na podłoże (COP), a przemieszczeniami zmian odfiltrowanej wartości stabilogramu (OSC).



Ryc. 6. Przykładowy wykres zmiennej sterującej (sygnał korekcyjny) jako różnica COP – OSC.

Zdaniem autora modelu lepko – sprężystego (wykorzystanego w pracy), zmiany mechanicznych własności postawy, obliczone na podstawie przebiegu sygnału korekcyjnego, mogą być stosunkowo dokładnie wytłumaczone zmieniającymi się dynamicznymi interakcjami pomiędzy układem nerwowym oraz wykonawczym. Jednakże, aby kompetentnie wykorzystać zalety tego nowego podejścia, szczególnie ważnego w ocenie przyczyn niestabilności człowieka, niezbędna jest podstawowa wiedza o właściwościach lepko – sprężystych układu równowagi tych osób, które najczęściej skarżą się na pogorszoną równowagę, czyli ludzi starszych.

W oparciu o prezentowany model lepko – sprężysty, analiza stabilności ciała u osób w różnym wieku dotyczyć będzie wartości czterech współczynników wyliczonych z sygnału korekcyjnego.

Częstotliwość (FR - frequency) [Hz], charakteryzuje ilość drgań osi długiej ciała w jednostce czasu i jest wprost proporcjonalna do dynamiki napięcia zaangażowanych mięśni.

Częstotliwość można obliczyć z zależności:

$$\mathbf{FR [Hz] = \arccos((p_2 - 1) * p_1 / (4 * p_2)) / 2 * \pi / \Delta}$$

gdzie:

p_1, p_2 – oznaczają parametr procesu autoregresji

Δ [s] - krok próbkowania

Sztywność (ST – stiffness) [Nm/rad], opisuje wielkość odchylenia ciała od pionu. Wzrost wartości tego parametru charakteryzuje mniejsze wychylenia ciała od pionu (Winter i współ. 1998). Sztywność wylicza się z wzoru:

$$\mathbf{ST = 2J * SM / (1 - p_2) / \Delta^2}$$

gdzie:

SM - margines stabilności

J – moment bezwładności względem osi obrotu

p_2 – parametr procesu autoregresji

Δ [s] - krok próbkowania

Lepkość (VI – viscosity) [Nms/rad], związana jest z hamowaniem prędkości odchylenia ciała od pionu. Większe wartości tego parametru, świadczą o mniejszej prędkości wychwiania ciała w pionie, czyli o szybszej reakcji korygującej, a przebiegającej w centralnym układzie nerwowym. Współczynnik lepkości niweluje oscylację drgań mięśniowych poprzez redukcję prędkości.

Współczynnik oblicza się ze wzoru:

$$VI = 2J(1 + p_2)/(1 - p_2)/\Delta$$

gdzie:

J – oznacza moment bezwładności względem osi obrotu

p_2 – parametr procesu autoregresji

Tłumienie względne (DA – damping), jest współczynnikiem identyfikującym pochłanianie rozchodzącej się energii w analizowanym układzie. Współczynnik ten obliczono z wzoru:

$$DA = B/(2\sqrt{J*C})$$

gdzie:

B – oznacza współczynnik lepkości układu

C – współczynnik sztywność

J – moment bezwładności

3.5. Metody statystyczne

Osiągnięte wyniki przeprowadzonych badań poddano analizie statystycznej, z wykorzystaniem programu komputerowego STATISTICA wersja 7.1 firmy StatSoft. W opracowaniu wyników korzystano również z programu komputerowego Excel 2004 firmy Microsoft.

Do oceny różnic międzygrupowych i ich interakcji z płaszczyznami ruchu zastosowano jednoczynnikową (grupy wiekowe) analizę wariancji (ANOVA) z powtórzeniami (płaszczyzny ruchu) oraz test post-hoc Tukey'a.

Analiza wariancji ANOVA (ANalysis Of Variance) jest metodą statystyczną wykorzystywaną do porównania wyników kilku grup populacji, w celu sprawdzenia wpływu analizowanych czynników na obserwowalne zmienne – zależne (Luszniewicz i Słaby 2003). Jako zestaw udoskonalonych technik pozwala na ocenę różnic między średnimi dla wielu grup i opiera się na założeniu, o normalności rozkładów badanych cech. Prostym sposobem oceny normalności rozkładów jest analiza histogramów.

Test post – hoc Tukey'a zastosowany w pracy posłużył do określenia istotności różnic pomiędzy średnimi w poszczególnych grupach. Testy post – hoc (po fakcie) stosowane są w analizie statystycznej dopiero po stwierdzeniu braku równości między średnimi (za pomocą analizy wariancji). Za ich pomocą dokładniej określa się różnicę między średnimi z poszczególnych grup, inaczej mówiąc, które różnice są istotne, a które nie (Zieliński 1999).

Do badania związków pomiędzy parametrami użyto korelacji Pearsona, za pomocą której, wykazano współzależność pomiędzy analizowanymi zmiennymi w różnych grupach badanych osób. Współczynnik korelacji jest opisową miarą siły i kierunku zależności korelacyjnej cech mierzalnych (Ignatczyk i Chromińska 2004).

Dla wszystkich analizowanych w pracy wartości parametrów amplitudowych stabilogramu i współczynników lepko – sprężystych sygnału korekcyjnego oraz ich korelacji przyjęto poziom istotności statystycznej $p < 0.05$.

4. Wyniki badań

4.1. Analiza wartości parametrów amplitudowych stabilogramu

Wartości parametrów obliczonych z krzywej stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w obrębie każdej grupy badanej zestawiono w tabeli 3. Natomiast w tabeli 4, przedstawiono poziom istotności statystycznej różnic, jakie zachodzą między wartościami osiągniętymi przez osoby w poszczególnych grupach wiekowych.

Tabela 3. Porównanie wartości średnich (\pm OS) parametrów amplitudowych stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w różnych grupach badanych osób, (wartości wytłuszczone oznaczają istotność różnicy wartości parametrów w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w obrębie grupy dla $p < 0,000$).

			zmienność [mm]	zakres [mm]	średnia prędkość [mm/s]	średni promień [mm]
osoby starsze	płaszczyzna	strzałkowa	4,7 \pm 2,1	24,8 \pm 11,0	15,5 \pm 7,1	5,9 \pm 2,9
		czołowa	4,8 \pm 2,9	25,8 \pm 15,5	10,8 \pm 4,0	
osoby w wieku średnim	płaszczyzna	strzałkowa	5,6 \pm 1,7	25,6 \pm 7,9	12,2 \pm 4,1	6,2 \pm 1,6
		czołowa	3,9 \pm 1,2	19,4 \pm 6,1	8,0 \pm 2,6	
studenci	płaszczyzna	strzałkowa	3,9 \pm 1,8	19,8 \pm 7,7	8,2 \pm 2,5	4,0 \pm 1,3
		czołowa	2,7 \pm 0,9	14,7 \pm 5,5	6,7 \pm 1,5	

Tabela 4. Poziom istotności statystycznej różnic parametrów amplitudowych stabilogramu między badanymi grupami.

	zmienność [mm]		zakres [mm]		średnia prędkość [mm/s]		średni promień [mm]
	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	
osoby starsze i osoby w wieku średnim	p = 0,03	NS	NS	p = 0,01	p = 0,00	p = 0,00	NS
osoby starsze i studenci	p = 0,03	p = 0,00	p = 0,01	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00
osoby w wieku średnim i studenci	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00

NS – różnica nie jest istotna statystycznie

Na podstawie obliczonych wartości zmienności, zakresu i średniego promienia, będących miarami opisującymi wielkości przemieszczeń krzywej stabilogramu, można dokonać pośrednio oceny stabilności pionowej pozycji ciała badanych osób. Okazuje się, że występują istotne różnice w wielkości amplitudy przemieszczeń stabilogramu, pomiędzy badanymi osobami z różnych grup wiekowych.

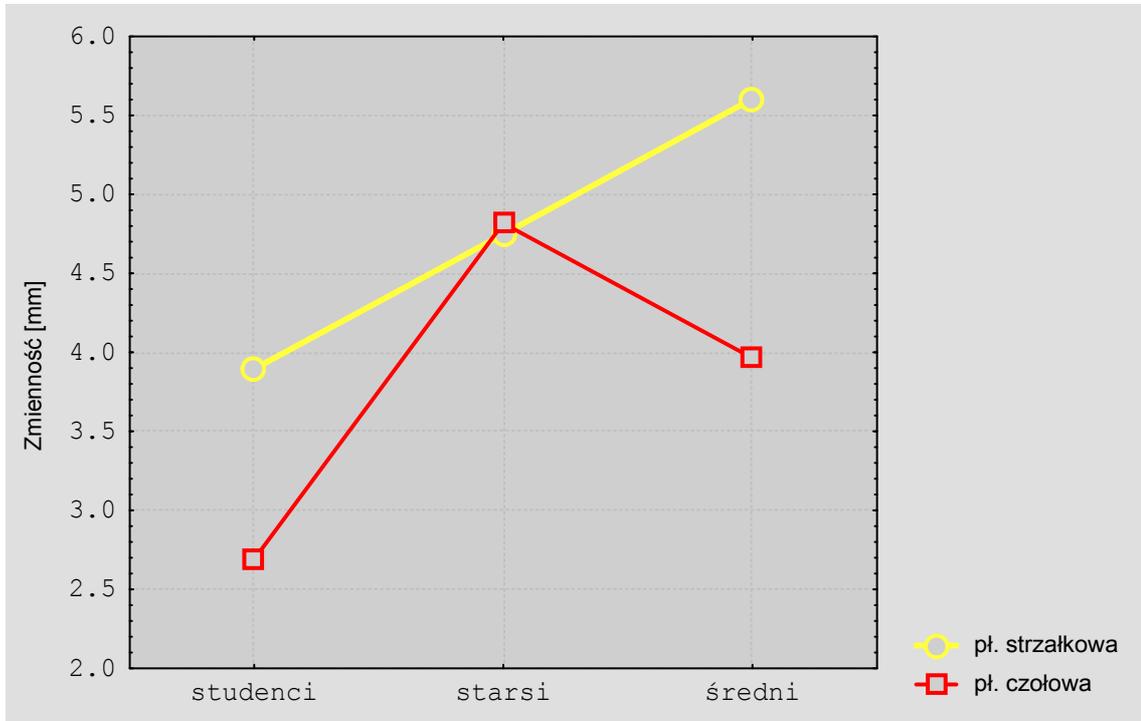
Porównując wartości średnie arytmetyczne między grupami badanych osób, można stwierdzić, że wraz z wiekiem wartości te bardzo wyraźnie wzrastają, szczególnie w płaszczyźnie czołowej ruchu. Również rozproszenie wyników (odchylenie standardowe) jest wyraźnie większe u osób starszych i w wieku średnim niż u studentów. Na uwagę zasługuje fakt, że wyniki osób starszych są najmniej jednorodne, co może wskazywać, że osoby w tej grupie wiekowej bardzo różnią się między sobą.

Jak widać w tabeli. 4, wyniki studentów bardzo istotnie różnicują ich z wynikami osób starszych i w wieku średnim. Najmłodszy uczestnicy badań (studenci), mają najniższe wartości we wszystkich parametrach amplitudowych stabilogramu. Studenci stoją pewnie, ponieważ wartości zmienności, zakresu, średniej prędkości oraz średniego promienia są u nich najniższe (w obu płaszczyznach ruchu) w porównaniu z wartościami tych parametrów u osób starszych i w wieku średnim. Natomiast wartości średniego promienia oraz zmienności i zakresu w płaszczyźnie strzałkowej u osób w wieku średnim są najwyższymi wartościami, w porównaniu do wartości studentów i osób w wieku starszym. Z kolei wartości parametrów amplitudowych stabilogramu w płaszczyźnie czołowej, są znacznie wyższe u osób starszych w stosunku do studentów i osób w wieku średnim. Również wartości średniej prędkości osób starszych w obu płaszczyznach są najwyższymi wartościami badanych osób.

Pamiętając, iż średnia prędkość wychwiał jest stosunkiem długości krzywej stabilogramu do czasu trwania pomiaru (iloraz drogi i czasu), to na podstawie jej wartości można określać charakter dynamiki utrzymywania równowagi w pozycji stojącej badanego człowieka. Przyjmuje się, że niskie wartości średniej prędkości świadczą o małej dynamice kontroli równowagi ciała, a zatem sądzić można, że badana osoba stoi spokojnie. Zaś wysokie jej wartości świadczą będą o niespokojnych, gwałtownych i „szarpanych” wychwianiach ciała. Najwyższe wartości średniej prędkości wystąpiły w grupie osób najstarszych, a najniższe u studentów. Wartości tego parametru u osób starszych są wyższe w płaszczyźnie strzałkowej aż o 89% od wartości średniej w grupie studentów i o 27% od wartości osób w wieku średnim. W płaszczyźnie czołowej wartości te są wyższe, odpowiednio o 61% od średnich wyników studentów i o 35% od wyników osób w wieku średnim. Natomiast osoby w wieku średnim uzyskały wyższe wartości prędkości średniej od studentów w płaszczyźnie strzałkowej o 49%, a w płaszczyźnie czołowej o 19%.

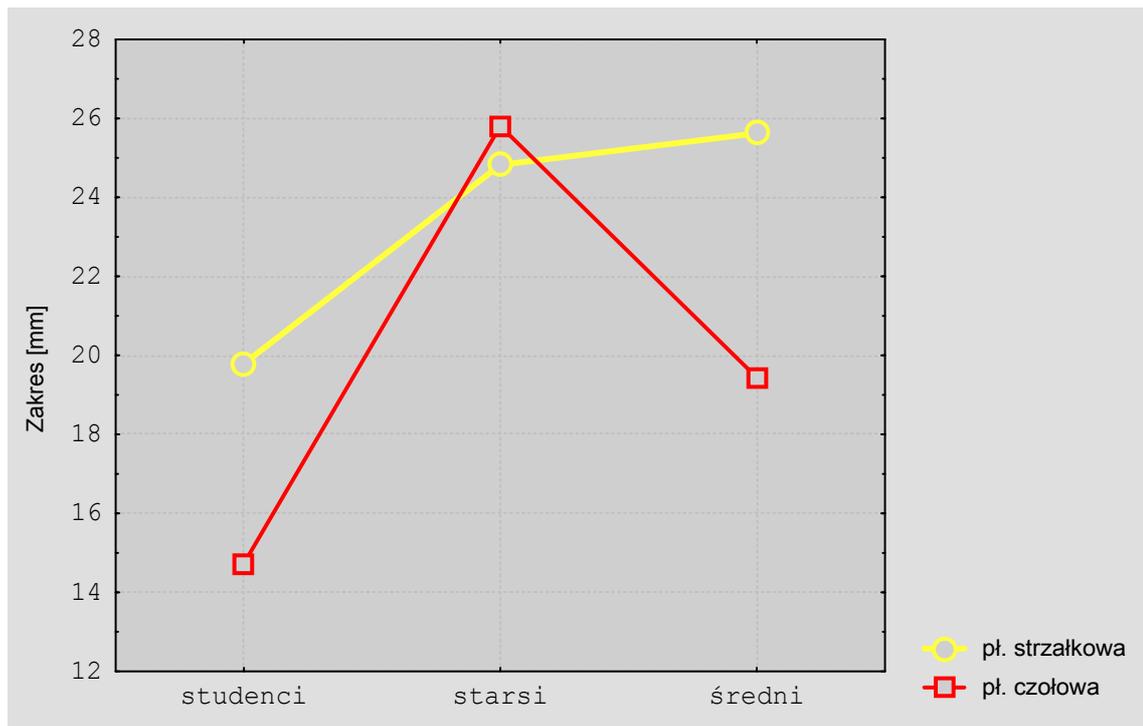
Odrębna analiza parametrów stabilogramu dla płaszczyzny strzałkowej i czołowej ruchu u badanych osób, umożliwiła dokonanie obserwacji zmian w której płaszczyźnie ruchu nasila się niestabilność kontroli równowagi ciała. Porównując wyniki badanych osób, w obu płaszczyznach ruchu dostrzega się wyraźne różnice pomiędzy wartościami w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Osoby starsze utrzymują swobodną pozycję pionową ciała na nieco większym obszarze przemieszczeń punktu przyłożenia wypadkowej siły nacisku stóp na podłoże w płaszczyźnie czołowej niż w płaszczyźnie strzałkowej. Natomiast wyniki osób z grupy średniej i studentów, charakteryzują się większą oscylacją krzywej stabilogramów, w płaszczyźnie strzałkowej, a mniejszą w czołowej. Graficzne zobrazowanie różnicy w wartościach zmienności, zakresu

i średniej prędkości między płaszczyznami ruchu, u osób w różnym wieku przedstawiają ryciny od 7 do 9.



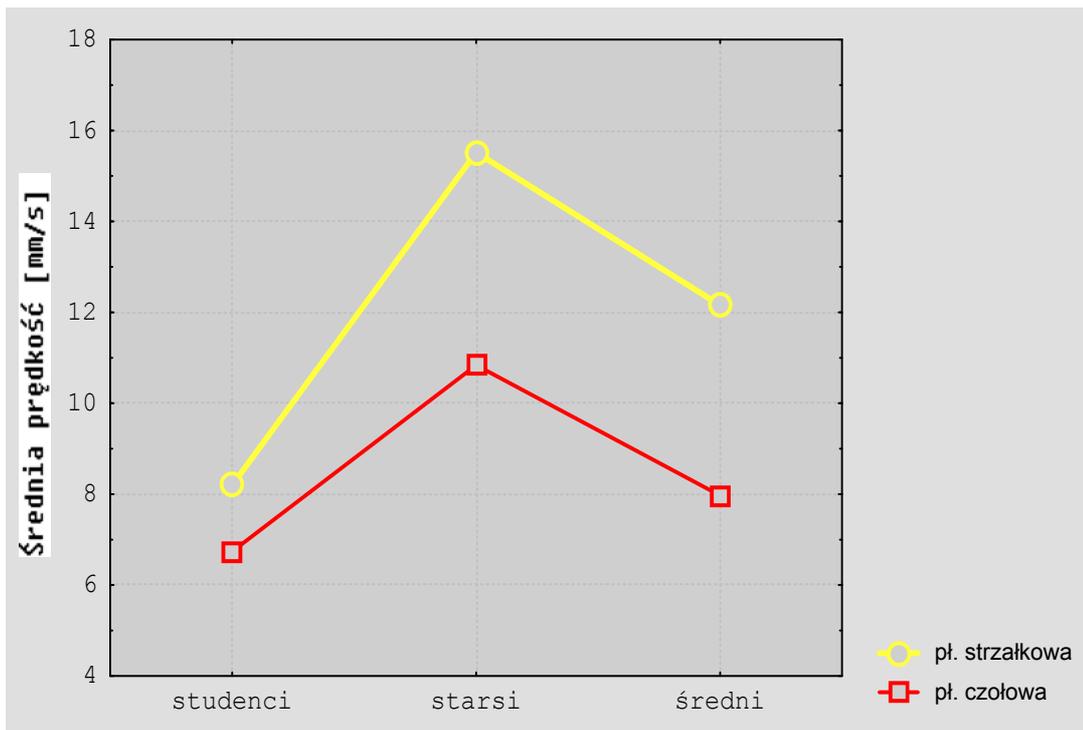
Ryc. 7. Zarejestrowane wartości zmienności w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w grupach wiekowych badanych osób.

Analiza statystyczna wyników badań osób w wieku średnim i studentów wykazała istotną statystycznie różnicę (dla $p < 0,000$) między wartościami zmienności w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Natomiast nie stwierdzono jej pomiędzy wartościami zmienności w obu płaszczyznach u osób starszych.



Ryc. 8. Zarejestrowane wartości zakresu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w grupach wiekowych badanych osób.

Podobnie przedstawia się zastawienie wartości zakresu wychwiał ciała badanych osób w różnym wieku między płaszczyznami ruchu. U studentów i osób w wieku średnim wystąpiła na bardzo wysokim poziomie istotności statystycznej różnica (dla $p < 0,000$), między wartościami zakresu w płaszczyźnie strzałkowej (znacznie wyższymi) i czołowej. Wartości zakresu osób starszych, są nieco wyższe w płaszczyźnie czołowej, a niższe w strzałkowej jednak różnica wartości nie wykazuje różnicy istotnej statystycznie.



Ryc. 9. Zarejestrowane wartości średniej prędkości w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w grupach wiekowych badanych osób.

Wszystkie badane osoby osiągnęły wyższe wartości średniej prędkości zmian przebiegu stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej, a niższe w czołowej. Jak już wspomniano wyżej, u osób młodszych (w wieku średnim i u studentów), różnica pomiędzy wartościami parametrów amplitudowych w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej jest istotna statystycznie. Natomiast u osób starszych, stwierdzono różnicę istotną statystycznie dla $p < 0,000$ jedynie pomiędzy wartościami średniej prędkości i jest to jedyny parametr, którego wartości są wyższe w płaszczyźnie strzałkowej, a niższe w czołowej. Wyniki badanych osób wskazują, że wraz z wiekiem wzrasta niepewność kontroli stania swobodnego, co obrazuje wyraźny wzrost wartości średniej prędkości wychwiał ciała w obu płaszczyznach ruchu.

4.2. Zależności między wartościami parametrów stabilogramu

W tabeli 5 przedstawiono wartości współczynników korelacji jakie zachodzą pomiędzy wartościami parametrów stabilogramu u badanych osób w różnym wieku. Obliczone wartości współczynników korelacji miały dać odpowiedź na pytanie jakie są różnice w wartościach współczynników korelacji zachodzących pomiędzy wartościami parametrów stabilogramu u osób w różnym wieku i pomiędzy wartościami tych parametrów w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w obrębie każdej grupy wiekowej badanych osób.

Tabela 5. Zestawienie wartości współczynników korelacji jakie zachodzą pomiędzy wartościami parametrów amplitudowych stabilogramu w różnych grupach badanych osób (wartości wytłuszczone oznaczają istotność różnicy dla **) $p = 0,00$; (*) $p = 0,000$).**

	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa
zmienność - zakres	0,93^{***}	0,97^{***}	0,91^{***}	0,96^{***}	0,93^{***}	0,95^{***}
zmienność - średni promień	0,81^{***}	0,88^{***}	0,95^{***}	0,73^{***}	0,83^{***}	0,84^{***}
zakres - średni promień	0,80^{***}	0,86^{***}	0,91^{***}	0,70^{***}	0,83^{***}	0,85^{***}
zmienność - średnia prędkość	0,30^{**}	0,54^{***}	0,40^{**}	0,62^{***}	0,05	0,24
zakres - średnia prędkość	0,38^{**}	0,60^{***}	0,53^{***}	0,59^{***}	0,18	0,24
średnia prędkość - średni promień	0,34^{***}	0,52^{***}	0,47^{***}	0,54^{***}	0,01	0,27

U osób starszych i u osób w wieku średnim, wystąpiły wysokie wartości współczynników korelacji pomiędzy wszystkimi wartościami parametrów amplitudowych stabilogramu. Z danych liczbowych zestawionych w tabeli 5 wynika, że najwyższe wartości współczynników korelacji pomiędzy wartościami parametrów amplitudowych stabilogramu odnotowano u osób w wieku średnim, które to wartości są nieco wyższe od wartości osób starszych. Niższe wartości współczynników korelacji wystąpiły u studentów.

U wszystkich badanych osób wystąpiła bardzo wysoka korelacja pomiędzy wartościami zmienności a zakresem wychwiał ciała. Wysokie wartości współczynnika korelacji są spodziewanym wynikiem badań, ponieważ zarówno zakres jak i zmienność opisują wielkość amplitudy przemieszczeń krzywej stabilogramu. Dlatego pomiędzy wartościami tych parametrów w każdym przypadku powinna zachodzić wysoka korelacja, którą obserwuje się również w tych wynikach badań.

Charakterystyczną cechą kontroli stabilnej pionowej pozycji ciała osób w wieku średnim i starszym jest przede wszystkim większa średnia prędkość wychwiał, która wykazuje bardzo silne związki w tych grupach badanych osób z innymi wartościami parametrów amplitudowych stabilogramu. Natomiast w grupie studentów, wartości średniej prędkości wychwiał ciała nie wykazały wzajemnego oddziaływania z innymi wartościami parametrów amplitudowych stabilogramu (z wartościami zmienności, zakresu i średniego promienia), o czym świadczą niskie wartości współczynników korelacji. Wartości te u studentów charakteryzują się również, najniższymi zależnościami pomiędzy wartościami parametrów amplitudowych stabilogramu w obu płaszczyznach ruchu. Natomiast w płaszczyźnie strzałkowej bardzo silne związki pomiędzy opisanymi wartościami parametrów stabilogramu, wystąpiły w grupie osób w wieku średnim. Siła tych związków jest wyraźnie większa niż u studentów i nieco większa od osób starszych. Natomiast w płaszczyźnie czołowej osoby starsze charakteryzują się większą siłą związków od studentów i nieznacznie większą od osób w wieku średnim.

W tabeli 6 przedstawiono wartości współczynników korelacji, jakie zachodzą pomiędzy parametrami przemieszczeń krzywej stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w grupach wiekowych badanych osób.

Tabela 6. Zestawienie wartości współczynników korelacji jakie zachodzą pomiędzy parametrami stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w różnych grupach badanych osób (istotność różnicy dla ^{*)} $p = 0,02$; ^{)} $p = 0,00$; ^{***)} $p = 0,000$).**

	osoby starsze	osoby w wieku średnim	studenci
zmiennosc [mm]	$r = 0,77^{***}$	$r = 0,50^{**}$	$r = 0,59^{***}$
zakres [mm]	$r = 0,78^{***}$	$r = 0,59^{***}$	$r = 0,63^{***}$
średnia prędkość [mm/s]	$r = 0,81^{***}$	$r = 0,68^{***}$	$r = 0,38^*$

Na podstawie przedstawionych wartości współczynników korelacji pomiędzy wartościami parametrów stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej ruchu, można przypuszczać, że wysokie jego wartości świadczą o podobnej sile napięcia mięśniowego występującego w kontroli pionowej postawy ciała człowieka. Natomiast niska wartość tego współczynnika może świadczyć, że napięcie mięśni jest wysokie w jednej płaszczyźnie ruchu, natomiast niskie w drugiej płaszczyźnie ruchu. Jak się okazuje wszystkie obliczone współczynniki korelacji są istotne statystycznie, co świadczy, że istnieje zależność pomiędzy wartościami parametrów stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej we wszystkich grupach badanych osób. Wartości współczynników korelacji obliczonych dla parametrów stabilogramu osób starszych, są wyraźnie wyższe od wartości studentów i osób w wieku średnim. Najniższe wartości współczynników korelacji między parametrami stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej, obserwowane są w grupie studentów. W tej grupie najniższa korelacja wystąpiła w obrębie średniej prędkości wychwiał ciała, zaś u osób starszych jest to najwyższa wartość współczynnika korelacji.

4.3. Analiza wartości parametrów lepko - sprężystych sygnału korekcyjnego

W tabeli 7 przedstawiono obliczone wartości średnie parametrów lepko – sprężystych w obrębie każdej grupy badanej, a w tabeli 8 poziom istotności statystycznej różnic między wartościami osiągniętymi przez osoby w poszczególnych grupach wiekowych.

Tabela 7. Porównanie wartości średnich (\pm OS) parametrów lepko - sprężystych w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w obrębie różnych grup badanych osób (wartości wytłuszczone oznaczają istotność różnicy wartości parametrów w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej dla **) $p < 0,04$; *) $p < 0,000$).**

GRUPA			PARAMETR			
			częstotliwość [Hz]	szywność [Nm/rad]	lepkość [Nms/rad]	tłumienie
osoby starsze	płaszczyzna	strzałkowa	0,73 \pm 0,21***	1586 \pm 875***	143 \pm 59***	0,24 \pm 0,09
		czołowa	0,61 \pm 0,15	1074 \pm 675	102 \pm 41	0,21 \pm 0,07
osoby w wieku średnim	płaszczyzna	strzałkowa	0,58 \pm 0,14	1102 \pm 665	134 \pm 71***	0,26 \pm 0,08***
		czołowa	0,61 \pm 0,14	1109 \pm 639	91 \pm 33	0,18 \pm 0,06
studenci	płaszczyzna	strzałkowa	0,61 \pm 0,15	1160 \pm 582	114 \pm 71	0,21 \pm 0,11
		czołowa	0,67 \pm 0,17**	1364 \pm 695	109 \pm 48	0,19 \pm 0,08

Tabela 8. Poziom istotności statystycznej różnic parametrów lepko – sprężystych sygnału korekcyjnego w różnych grupach badanych osób.

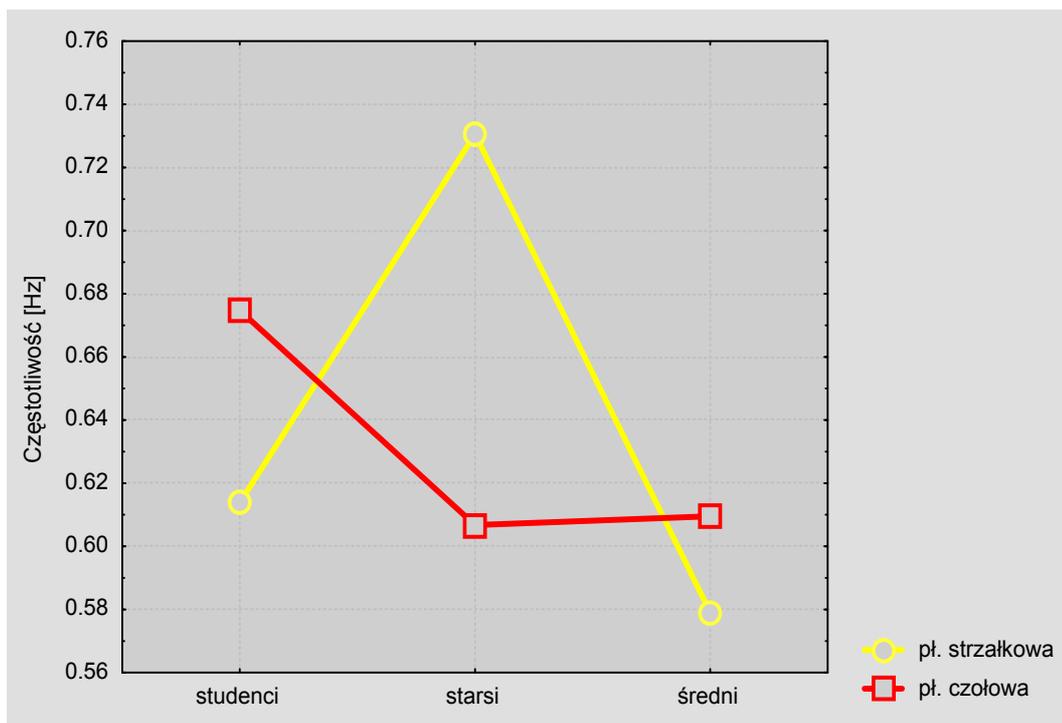
GRUPY	PARAMETR							
	częstotliwość [Hz]		szywność [Nm/rad]		lepkość [Nms/rad]		tłumienie	
	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa
osoby starsze - osoby w wieku średnim	p = 0,00	NS	p = 0,00	NS	NS	NS	NS	p = 0,03
osoby starsze - studenci	p = 0,00	p = 0,04	p = 0,01	p = 0,04	p = 0,00	NS	NS	NS
osoby w wieku średnim - studenci	NS	p = 0,03	NS	NS	NS	p = 0,03	p = 0,01	NS

NS – różnica nie jest istotna statystycznie

Największe różnice w uzyskanych wynikach parametrów lepko – sprężystych, występują pomiędzy wynikami osiągniętymi przez osoby z grupy najstarszej i studentów. Wartości parametrów częstotliwości, sztywności i lepkości w płaszczyźnie strzałkowej osób starszych, są wyższe od wartości studentów kolejno o 20%, o 37% i o 25%. Tych grup badanych osób, nie różnicują wartości parametru tłumienia w obu płaszczyznach ruchu oraz lepkości w płaszczyźnie czołowej.

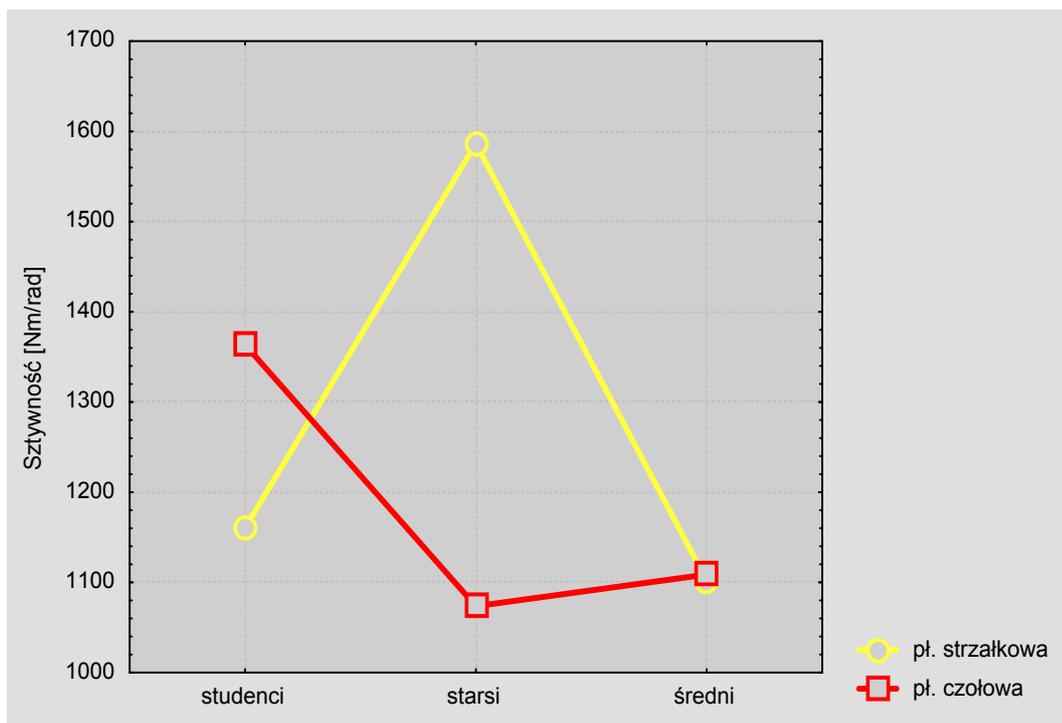
Osoby w wieku średnim różnią się od osób starszych wartościami parametru częstotliwości i sztywności w płaszczyźnie strzałkowej oraz tłumienia w płaszczyźnie czołowej. U osób w wieku średnim wartości tych współczynników są odpowiednio niższe od osób starszych o 26%, o 44% i o 17%. Z kolei studentów i tą grupę badanych osób różnicują wartości parametrów częstotliwości i lepkości w płaszczyźnie czołowej oraz tłumienia w płaszczyźnie strzałkowej. Wartości parametru częstotliwości są niższe u osób w wieku średnim od studentów o 10%, a lepkości o 20%. Natomiast wartości parametru tłumienia w płaszczyźnie strzałkowej u osób w wieku średnim są wyższe od wartości tego współczynnika u studentów o 24%.

Zaprezentowane wyżej tabelarycznie i opisane różnice w wartościach parametrów lepko – sprężystych, przedstawiają graficznie ryciny od 10 do 13. Analizując dane można stwierdzić, że wszystkie wartości parametrów lepko – sprężystych osób starszych, są wyższe w płaszczyźnie strzałkowej, a niższe w czołowej. Inaczej przedstawiają się wyniki studentów i osób w wieku średnim, które charakteryzują się podobnymi tendencjami. U tych badanych osób wyższe wartości sztywności i częstotliwości są w płaszczyźnie czołowej, a lepkości i tłumienia w strzałkowej.



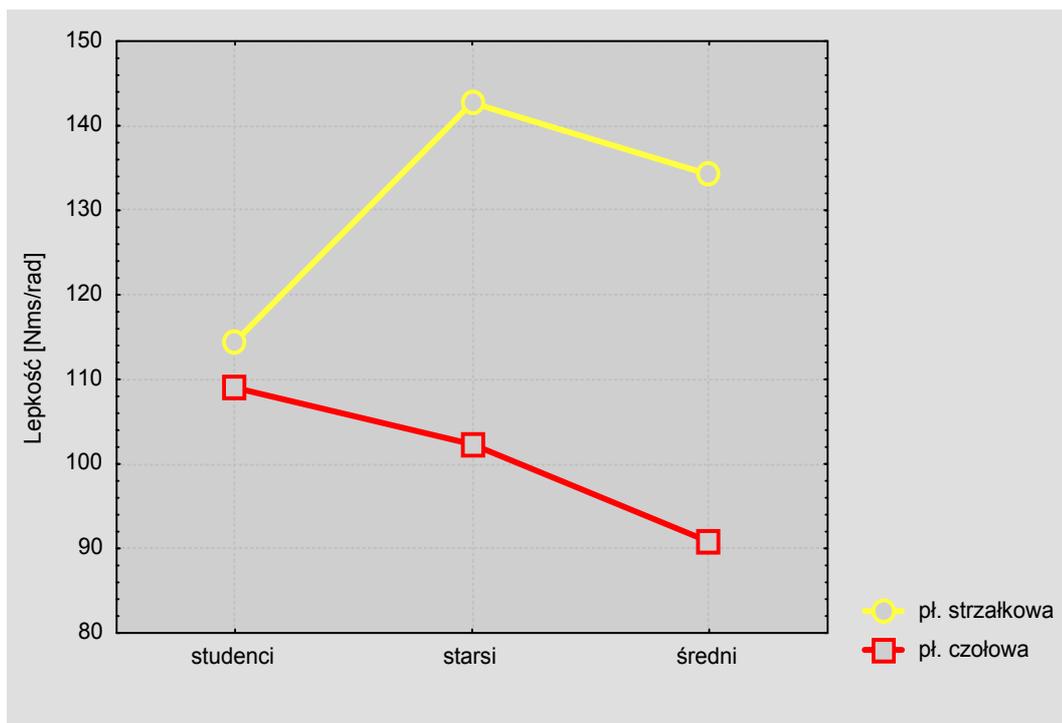
Ryc. 10. Zarejestrowane wartości częstotliwości w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w grupach wiekowych badanych osób.

Na rycinie 10 przedstawiono wartości parametru częstotliwości w płaszczyznach ruchu w poszczególnych grupach wiekowych badanych osób. U osób starszych istotny statystycznie jest wzrost wartości częstotliwości w płaszczyźnie strzałkowej o 20% do wartości w płaszczyźnie czołowej. Różnica w wartościach jest na wysokim poziomie istotności statystycznej różnic ($p < 0,000$). Z kolei porównując wartości współczynnika częstotliwości studentów, okazuje się, że są one wyższe w płaszczyźnie czołowej o 10% od wartości w płaszczyźnie strzałkowej (różnica jest istotna statystycznie dla $p < 0,04$). Jest to jedyny parametr lepko – sprężysty studentów, którego wyliczone wartości średnie różnicują istotnie statystycznie płaszczyzny ruchu. Wartości częstotliwości drgań ciała osób w wieku średnim są nieco wyższe w płaszczyźnie czołowej, a niższe w strzałkowej. Różnica ta nie jest jednak istotna statystycznie.



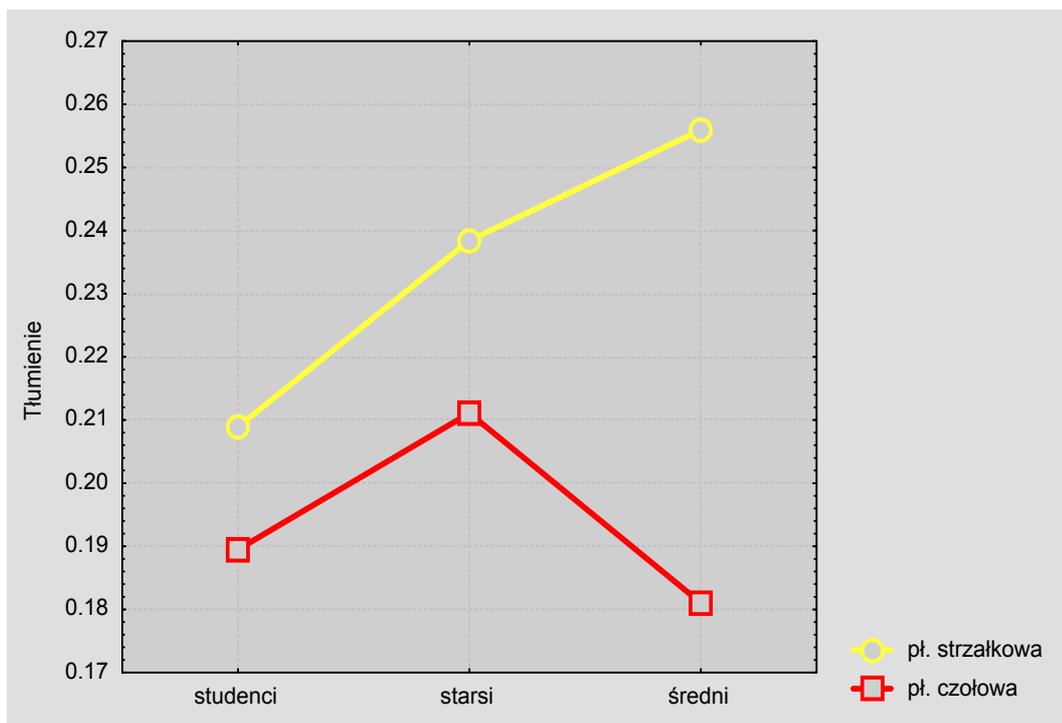
Ryc. 11. Zarejestrowane wartości sztywności w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w grupach wiekowych badanych osób.

Na rycinie 11, przedstawiono wartości sztywności posturalnej badanych osób w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Łatwo zauważyć różnice w doborze sztywności posturalnej w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej przez badane osoby. U osób starszych, istotny statystycznie jest wzrost w płaszczyźnie strzałkowej wartości sztywności posturalnej o 48% do wartości w płaszczyźnie czołowej (dla $p < 0,000$). Natomiast wartości współczynnika sztywności osób w wieku średnim i studentów, są wyższe w płaszczyźnie czołowej, a niższe w strzałkowej. Różnice te nie są istotne statystycznie. Na uwagę zasługuje fakt, że wartości współczynnika sztywności u osób w wieku średnim są najbardziej zbliżonymi wartościami w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej (najmniejsza różnica).



Ryc. 12. Zarejestrowane wartości lepkości w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w grupach wiekowych badanych osób.

Natomiast na rycinie 12, przedstawiono wartości współczynnika lepkości w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej badanych osób w różnym wieku. U wszystkich badanych osób wartości lepkości są wyższe w płaszczyźnie strzałkowej, a niższe w czołowej. Jednak w grupie osób starszych i w wieku średnim wartości tego współczynnika są znacznie wyższe w płaszczyźnie strzałkowej od wartości w płaszczyźnie w czołowej. U osób starszych wzrost wartości współczynnika lepkości posturalnej wyniósł 40%, a u osób w wieku średnim 47%. W obu tych grupach wzrost wartości współczynnika lepkości jest na wysokim poziomie istotności statystycznej różnic (dla $p < 0,000$). W grupie studentów różnica wartości nie wykazała istotności statystycznej różnic.



Ryc. 13. Zarejestrowane wartości tłumienia w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w grupach wiekowych badanych osób.

W przedstawionych na rycinie 13 wartościach tłumienia, łatwo zauważyć, że najwyższe jego wartości w płaszczyźnie strzałkowej, a zarazem najniższe w płaszczyźnie czołowej, są w grupie osób w wieku średnim. Jak widać, w tej grupie wiekowej osób badanych wartości tłumienia w płaszczyźnie strzałkowej są znacznie wyższe (o 44%) od wartości w płaszczyźnie czołowej. Różnica między wartościami tłumienia w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej jest na wysokim poziomie istotności statystycznej różnic ($p < 0,000$). Z kolei u osób w wieku starszym i u studentów nie obserwuje się różnicy istotnej pomiędzy wyższymi wartościami tłumienia w płaszczyźnie strzałkowej a niższymi w czołowej.

4.4. Zależności między wartościami parametrów lepko – sprężystych

Obliczone wartości współczynników korelacji mają dać odpowiedź na pytanie jakie zachodzą związki pomiędzy wartościami parametrów lepko – sprężystych u osób w różnym wieku. Wartości współczynników korelacji stanowić mogą istotną informację o zależnościach doboru wartości parametrów lepko – sprężystych u osób w różnym wieku, podczas kontroli pionowej pozycji ciała. W tabeli 9 przedstawiono obliczone wartości współczynników korelacji, jakie zachodzą pomiędzy opisanymi wartościami parametrów lepko – sprężystymi sygnału korekcyjnego u badanych osób.

Tabela 9. Zestawienie wartości współczynników korelacji jakie zachodzą pomiędzy wartościami parametrów lepko – sprężystych sygnału korekcyjnego w różnych grupach badanych osób (wartości wytłuszczone oznaczają istotność różnicy dla *) $p < 0,01$; **) $p < 0,04$; *) $p < 0,000$).**

PARAMETR	osoby starsze		osoby w wieku Średnim		studenci	
	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa
częstotliwość – sztywność	0,86***	0,83***	0,86***	0,80***	0,72***	0,75***
lepkość - tłumienie	0,66***	0,64***	0,54***	0,38**	0,79***	0,54***
sztywność – lepkość	0,52***	0,45***	0,73***	0,65**	0,29**	0,51***
częstotliwość - lepkość	0,22	0,14	0,37**	0,40**	- 0,23	0,06
częstotliwość – tłumienie	- 0,37**	- 0,41**	- 0,29*	- 0,36*	- 0,53***	- 0,43**
sztywność – tłumienie	- 0,20	- 0,29**	- 0,06	- 0,38**	- 0,21	- 0,30**

Patrząc globalnie na przedstawione wartości współczynników korelacji łatwo zauważyć, że zachodzą wysokie i istotne korelacje między wartościami współczynników częstotliwości i sztywności, lepkości i tłumienia, sztywności i lepkości oraz częstotliwości i tłumienia.

Najsilniejsze dodatnie związki pomiędzy wartościami analizowanych parametrów, występują u osób w wieku średnim w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej, a nieco niższe u osób starszych. Wyższe wartości współczynników korelacji w tych grupach badanych osób, wskazują na większe zależności jakie zachodzą pomiędzy wartościami parametrów lepko - sprężystych. Niższe (dodatnie) wartości współczynników korelacji pomiędzy parametrami lepko – sprężystymi, obserwuje się w grupie studentów. Ponadto wyniki studentów wykazały ujemną zależność pomiędzy wartościami parametrów częstotliwości i lepkości w płaszczyźnie strzałkowej.

W płaszczyźnie strzałkowej ruchu, najwyższe ujemne wartości współczynników korelacji pomiędzy wynikami parametrów lepko – sprężystych, obserwuje się w grupie studentów, a najniższe u osób w wieku średnim. W płaszczyźnie czołowej istotne ujemne wartości współczynników korelacji są zbliżone wartościami u wszystkich badanych osób.

W tabeli 10 przedstawiono wartości współczynników korelacji jakie wystąpiły pomiędzy wynikami parametrów lepko – sprężystych w płaszczyźnie strzałkowej i w płaszczyźnie czołowej u badanych osób z różnych grup wiekowych.

Tabela 10. Zestawienie współczynników korelacji jakie zachodzą pomiędzy parametrami lepko –sprężystymi sygnału korekcyjnego w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w różnych grupach badanych osób (wartości wytłuszczone oznaczają istotność różnicy dla *) $p < 0,02$; **) $p < 0,00$; *) $p < 0,000$).**

PARAMETR	Osoby starsze	Osoby w wieku średnim	Studenci
częstotliwość [Hz]	$r = 0,32^{**}$	$r = 0,42^{**}$	$r = 0,13$
szywność [Nm/rad]	$r = 0,47^{***}$	$r = 0,69^{***}$	$r = 0,23$
lepkość [Nms/rad]	$r = 0,58^{***}$	$r = 0,74^{***}$	$r = 0,41^{**}$
tłumienie	$r = 0,15$	$r = 0,50^{***}$	$r = 0,13$

Wyliczone wartości współczynników korelacji, jakie zachodzą między wartościami parametrów lepko – sprężystych sygnału korekcyjnego w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej ujawniają bardzo zróżnicowane zależności. Nie we wszystkich grupach badanych osób wystąpiła duża zależność pomiędzy parametrami lepko - sprężystymi w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej.

U osób w wieku średnim obserwuje się najwyższe korelacje w obrębie wszystkich parametrów lepko – sprężystych, nieco niższe u osób starszych, zaś u studentów najniższe (u tych osób jedynie parametr lepkości wykazuje istotną wartość współczynnika korelacji w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej). Zatem można sądzić, że w grupie osób w wieku średnim wzrost wartości analizowanych parametrów w płaszczyźnie strzałkowej związana jest ze wzrostem wartości w płaszczyźnie czołowej i osoby te dobierają odpowiednią sztywność dla pracujących mięśni proporcjonalnie w obu płaszczyznach ruchu. Podobnie przedstawiają się zależności w grupie osób starszych, u których jedynie wartości tłumienia nie wykazują zależności między płaszczyznami ruchu. Natomiast w grupie studentów nie wystąpiła współzależność między wartościami parametrów lepko – sprężystych w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej za wyjątkiem współczynnika lepkości.

4.5. Zależności pomiędzy parametrami amplitudowymi stabilogramu a parametrami lepko – sprężystymi sygnału korekcyjnego

Interesujące wydaje się pytanie, jakie występują związki pomiędzy parametrami amplitudowymi stabilogramu, a parametrami lepko – sprężystymi sygnału korekcyjnego u osób w różnym wieku. Zestawione wartości współczynników korelacji przedstawia tabela 11.

Tabela 11. Zestawienie wartości współczynników korelacji jakie zachodzą pomiędzy parametrami amplitudowymi stabilogramu a lepko – sprężystymi sygnału korekcyjnego w różnych grupach badanych osób (wartości wytłuszczone oznaczają istotność różnicy dla *) $p < 0,04$; **) $p < 0,00$; *) $p < 0,000$).**

PARAMETRY	osoby starsze		osoby w wieku Średnim		studenci	
	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa
średnia prędkość - częstotliwość	0,56***	0,26	0,10	0,12	0,38**	0,38**
średnia prędkość - sztywność	0,47***	0,20	0,19	0,25	- 0,02	0,13
średnia prędkość - tłumienie	- 0,10	0,03	- 0,19	- 0,39***	- 0,51***	- 0,30*
średnia prędkość - lepkość	0,16	0,11	0,16	- 0,01	- 0,48***	- 0,21
zakres - tłumienie	- 0,02	0,10	- 0,38**	- 0,31*	0,00	- 0,26
zakres - częstotliwość	0,02	- 0,15	0,05	- 0,01	- 0,27	- 0,13
zakres - sztywność	0,00	- 0,15	0,12	- 0,02	- 0,15	0,09
zakres - lepkość	- 0,04	- 0,03	0,02	- 0,21	0,06	0,03

U wszystkich badanych osób, nie zachodzą istotne wartości współczynników korelacji pomiędzy parametrem zakresu wychwiał ciała, a parametrami częstotliwości, sztywności i lepkości, co wskazuje na brak istotnych zależności pomiędzy tymi parametrami. Jeżeli porównalibyśmy wartości współczynników korelacji występujące u badanych osób

z różnych grup wiekowych, to wyższe korelacje są u studentów a niższe u osób w wieku średnim i starszym.

W grupie studentów istotne dodatnie i równe wartości współczynników korelacji wystąpiły pomiędzy średnią prędkością, a częstotliwością w obu płaszczyznach ruchu oraz ujemne pomiędzy średnią prędkością a tłumieniem (w obu płaszczyznach ruchu) i pomiędzy średnią prędkością a lepkością w płaszczyźnie strzałkowej.

W grupie osób w wieku średnim istotna ujemna wartość współczynnika korelacji wskazywać może na zależność zmienności wychwiał ciała od właściwości tłumiących układu. U osób tych odnotowano również istotne (ujemne) wartości współczynnika korelacji pomiędzy średnią prędkością a tłumieniem (w płaszczyźnie czołowej) oraz pomiędzy zakresem a tłumieniem (w obu płaszczyznach ruchu).

U osób starszych istotne dodatnie wartości współczynników korelacji wystąpiły jedynie między średnią prędkością a częstotliwością i sztywnością w płaszczyźnie strzałkowej. Może to sugerować, że u osób starszych istnieje silna zależność średniej prędkości wychwiał ciała od sztywności i częstotliwości posturalnej w płaszczyźnie strzałkowej. Warto w tym miejscu przypomnieć, że osoby te miały najwyższe wartości średniej prędkości, częstotliwości i sztywności w tej płaszczyźnie ruchu.

4.6. Analiza zmian wartości parametrów amplitudowych stabilogramu u osób w różnym wieku z uwzględnieniem zróżnicowania płciowego

W tabeli 12 przedstawiono wartości parametrów obliczonych z krzywej stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w obrębie każdej grupy wiekowej kobiet i mężczyzn. Wyniki przeprowadzonej analizy poziomu istotności statystycznej różnic między wartościami osiągniętymi w poszczególnych grupach wiekowych kobiet i mężczyzn, przedstawia tabela 13.

Tabela 12. Porównanie wartości średnich (\pm OS) parametrów amplitudowych stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w obrębie różnych grup badanych osób (wartości wytłuszczone oznaczają istotność różnicy wartości średnich parametrów w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w obrębie grupy dla $p < 0,00$).

			PARAMETR			
KOBIECY			zmiennosc [mm]	zakres [mm]	średnia prędkosc [mm/s]	średni promień [mm]
w wieku starszym	płaszczyzna	strzałkowa	4,8 ± 2,5	25,6 ± 13,0	16,8 ± 8,6	6,0 ± 3,3
		czołowa	5,1 ± 3,4	27,3 ± 17,8	11,6 ± 4,4	
w wieku średnim	płaszczyzna	strzałkowa	5,1 ± 1,9	23,0 ± 8,7	11,4 ± 3,5	5,7 ± 1,9
		czołowa	3,7 ± 1,3	18,5 ± 6,9	7,1 ± 2,2	
studentki	płaszczyzna	strzałkowa	3,2 ± 1,4	17,3 ± 7,5	9,6 ± 2,8	3,3 ± 1,3
		czołowa	2,1 ± 0,8	11,3 ± 5,1	7,3 ± 1,6	
MĘŻCZYŹNI						
w wieku starszym	płaszczyzna	strzałkowa	4,7 ± 1,5	23,8 ± 7,7	13,7 ± 4,0	5,7 ± 2,1
		czołowa	4,5 ± 2,1	23,8 ± 11,8	9,8 ± 3,3	
w wieku średnim	płaszczyzna	strzałkowa	6,1 ± 1,4	28,4 ± 6,0	12,9 ± 4,6	6,7 ± 1,2
		czołowa	4,2 ± 1,1	20,4 ± 5,1	8,9 ± 2,7	
studenci	płaszczyzna	strzałkowa	4,2 ± 1,9	21,0 ± 7,6	7,6 ± 2,0	4,4 ± 1,1
		czołowa	2,9 ± 0,9	16,3 ± 4,9	6,5 ± 1,4	

Tabela 13. Poziom istotności statystycznej różnic parametrów amplitudowych stabilogramu w różnych grupach badanych osób.

	PARAMETR						
	zmiennosc [mm]		zakres [mm]		średnia prędkość [mm/s]		średni promień [mm]
	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	
KOBIETY							
w wieku starszym - w wieku średnim	NS	NS	NS	p = 0,02	p = 0,00	p = 0,00	NS
w wieku średnim - studentki	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,04	p = 0,00	NS	NS	p = 0,00
w wieku starszym – studentki	p = 0,02	p = 0,00	p = 0,03	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00
MĘŻCZYŹNI							
w wieku starszym - w wieku średnim	p = 0,00	NS	p = 0,03	NS	NS	NS	NS
w wieku średnim - studenci	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00
studenci - w wieku starszym	NS	p = 0,00	NS	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,00	p = 0,01

NS – różnica nie jest istotna statystycznie

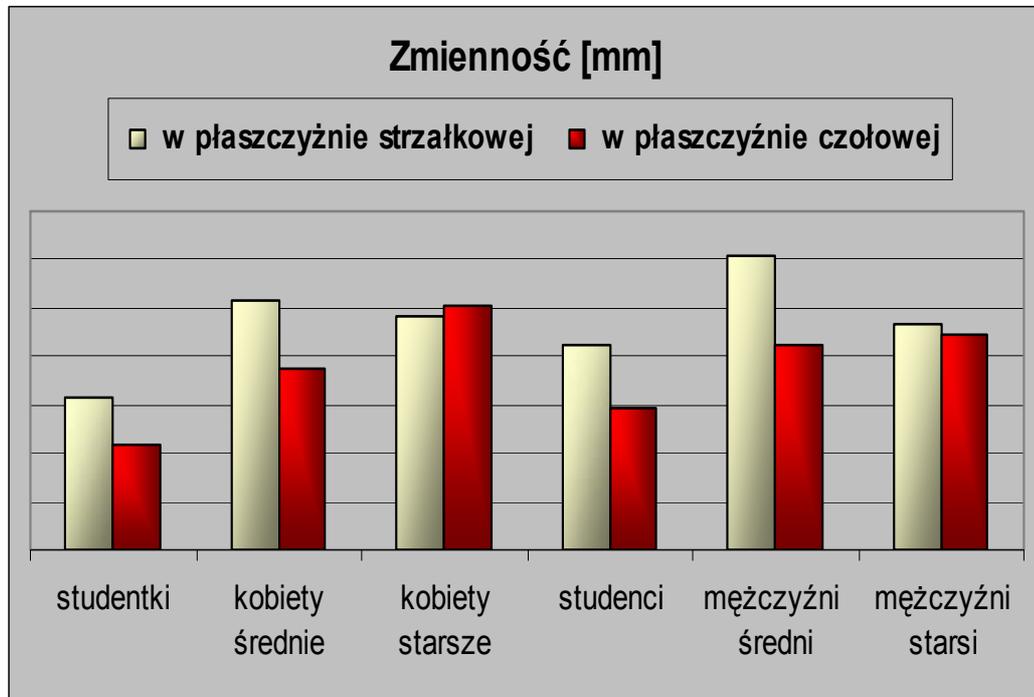
Największe różnice pomiędzy wartościami parametrów stabilogramu w grupach wiekowych kobiet obserwuje się między kobietami w wieku starszym i studentkami. Wszystkie wartości parametrów różnicują te kobiety na bardzo wysokim poziomie istotności statystycznej różnic. Wyniki studentek, istotnie różnicują je również z wynikami osiągniętymi przez kobiety w wieku średnim. W płaszczyźnie strzałkowej uzyskały one niższe wartości zmienności od kobiet w wieku średnim o 59%, a od kobiet w wieku starszym o 50%. Wartość zakresu w płaszczyźnie strzałkowej studentek jest niższa od kobiet w wieku średnim o 33%, a od kobiet starszych aż o 48%. W wartościach zakresu i zmienności w płaszczyźnie czołowej zauważa się istotny wzrost tych wartości u kobiet starszych i u kobiet w wieku średnim do wartości studentek. Kobiety starsze również istotnie różnią się tymi wartościami od kobiet w wieku średnim. Wartości średniej prędkości w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej nie różnicują istotnie studentek i kobiet w wieku średnim. Z kolei wyższe wartości tego

parametru kobiet starszych w obu płaszczyznach ruchu, istotnie różnicują je z wartościami studentek i kobiet w wieku średnim.

W płaszczyźnie strzałkowej wartość średniej prędkości wychwiał ciała kobiet starszych jest wyższa od studentek o 75%, a od kobiet w wieku średnim o 47%. Natomiast w płaszczyźnie czołowej jest ona wyższa od wartości studentek o 59% i o 63% od kobiet w wieku średnim. Wyższe wartości średniego promienia kobiet starszych (o 81%) istotnie różnicuje je z wartościami studentek. Również istotnie różnice wystąpiły w wartościach średniego promienia kobiet w wieku średnim i studentek, które są wyższe o 73%. Nie odnotowano różnicy istotnej w wartościach tego parametru kobiet starszych i w wieku średnim.

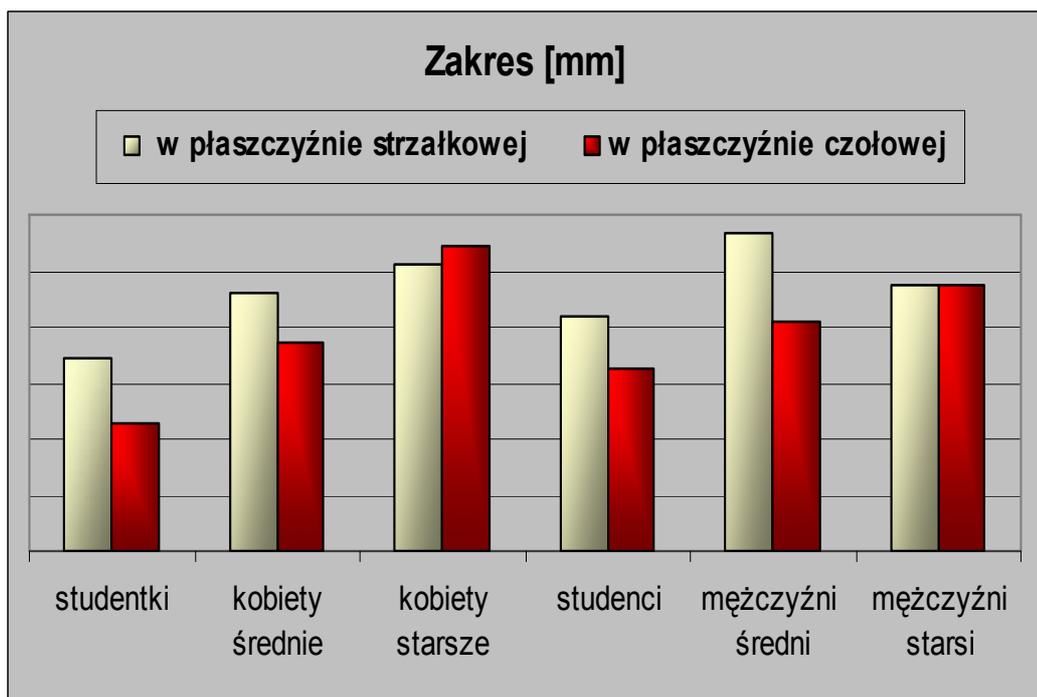
Wartości parametrów amplitudowych stabilogramu mężczyzn inaczej różnicują ich grupy wiekowe. Mężczyźni w wieku średnim uzyskali istotnie wyższe wartości wszystkich parametrów stabilogramu od wartości studentów. Wartości zmienności w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej są wyższe o 45%. Z kolei wartość zakresu w płaszczyźnie strzałkowej jest wyższe o 35%, a w płaszczyźnie czołowej o 25%. Zaobserwowano również istotny wzrost wartościach średniej prędkości w płaszczyźnie strzałkowej o 70% i w płaszczyźnie czołowej o 36%. Wartości średniego promienia mężczyzn w wieku średnim są wyższe od studentów o 52%. Wartości średnie parametrów stabilogramu mężczyzn w wieku średnim i mężczyzn w wieku starszym, wykazały różnicę istotną jedynie w wartościach zmienności i zakresu w płaszczyźnie strzałkowej (wyższe wartości u mężczyzn w wieku średnim). Interesująco przedstawia się analiza wyników mężczyzn w wieku starszym i studentów. Osiągnięte wyniki mężczyzn starszych, nie wykazały różnicy istotnej statystycznie w wartościach zmienności i zakresu w płaszczyźnie strzałkowej z wynikami studentów, ale jednocześnie wartości te, jako jedyne różnicują starszych mężczyzn i mężczyzn w wieku średnim.

Opisane różnice wartości parametrów stabilogramu, uwzględniające płeć osób badanych w różnym wieku przedstawiają ryciny od 14 do 17.



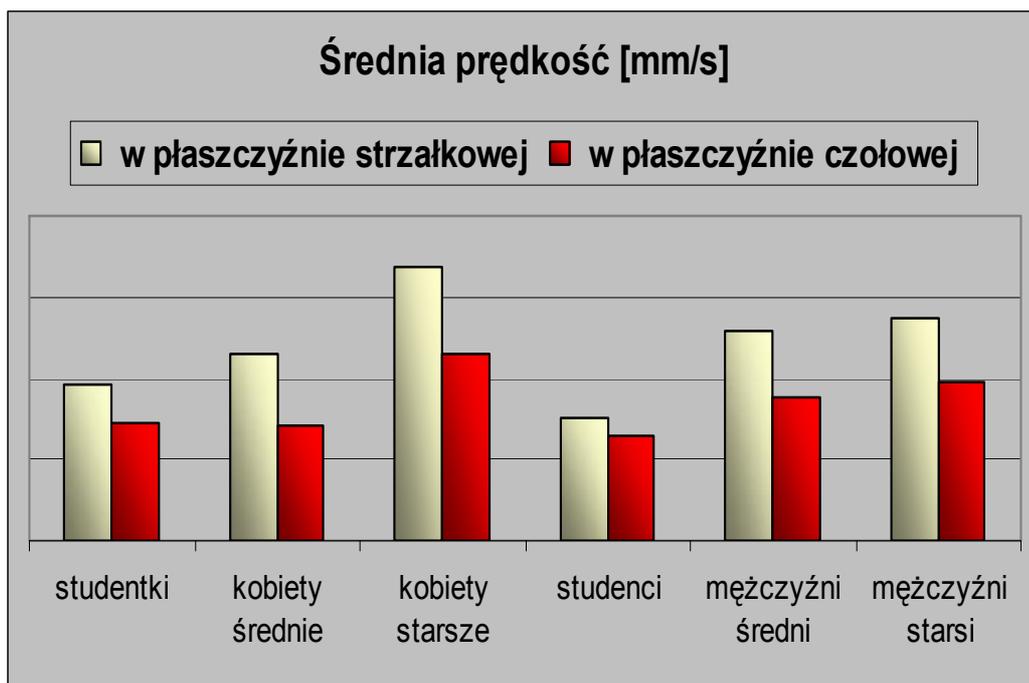
Ryc. 14. Wpływ płci na zmienność sygnału stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej.

Przedstawione wyniki na ryc. 14 pokazują, że u kobiet starszych wartości zmienności są nieznacznie wyższe w płaszczyźnie czołowej, a niższe w strzałkowej. Z kolei u starszych mężczyzn wartości te są nieistotnie wyższe w płaszczyźnie strzałkowej. Natomiast u kobiet i mężczyzn w wieku średnim oraz u studentek i studentów wartości zmienności są istotnie wyższe w płaszczyźnie strzałkowej a niższe w czołowej ($p < 0,00$).



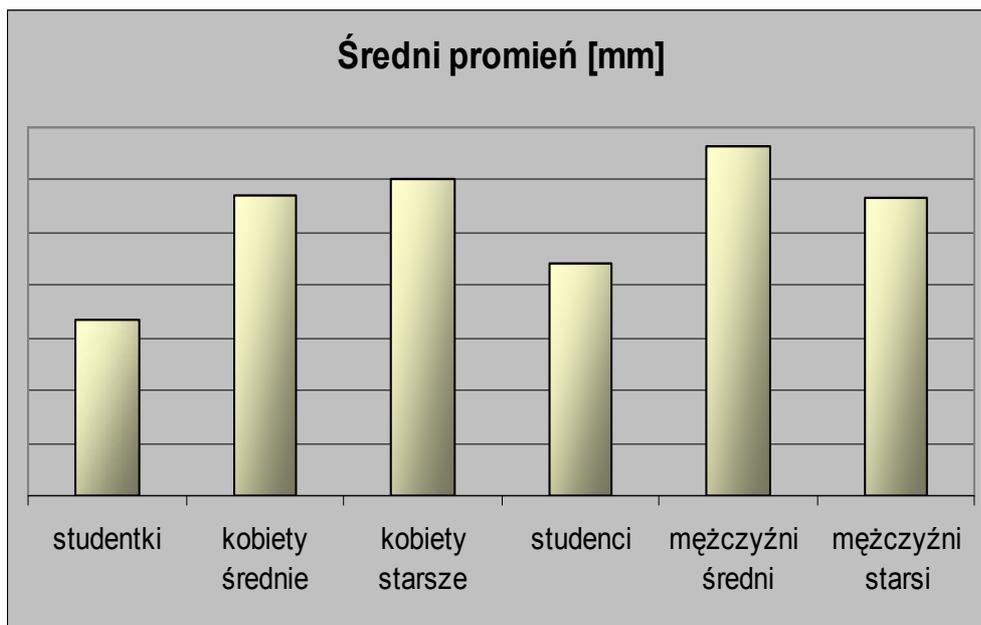
Ryc. 15. Wpływ płci na zakres sygnału stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej.

Wyniki zakresu przedstawione graficznie na ryc. 14, przedstawiają ponownie wyższe wartości w płaszczyźnie czołowej a niższe w strzałkowej u kobiet starszych oraz równe wartości u starszych mężczyzn. Daje się również zauważyć istotnie wyższe wartości zakresu w płaszczyźnie strzałkowej, a niższe w czołowej ($p < 0,00$) w młodszych grupach wiekowych kobiet i mężczyzn (w wieku średnim i studentów).



Ryc. 16. Wpływ płci na średnią prędkość sygnału stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej.

Przedstawione na ryc. 16 wartości średniej prędkości wychwiał ciała, kobiet i mężczyzn w różnym wieku są istotnie wyższe w płaszczyźnie strzałkowej, a niższe w czołowej ($p < 0,00$).



Ryc. 17. Wpływ płci na średni promień sygnału stabilogramu.

Na rycinie 17 przedstawiono wartości średnie średniego promienia wychwiał ciała u kobiet i mężczyzn w różnym wieku. Najwyższe wartościami średniego promienia wychwiał ciała charakteryzują grupę mężczyzn w wieku średnim, a nieco niższe kobiety w wieku średnim i mężczyzn starszych (wartości równe w tych grupach). U studentek wartości tego parametru są najniższe, a u studentów nieco wyższe.

4.7. Analiza zmian wartości parametrów lepko – sprężystych sygnału korekcyjnego u osób w różnym wieku z uwzględnieniem zróżnicowania płciowego

W tabeli 14 przedstawiono wartości parametrów lepko –sprężystych sygnału korekcyjnego w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w obrębie różnych grup wiekowych kobiet i mężczyzn. Natomiast w tabeli 15 przedstawiono poziom istotności statystycznej różnic tych parametrów jakie zachodzą między grupami wiekowymi kobiet i mężczyzn.

Tabela 14. Porównanie wartości średnich (\pm OS) parametrów lepko - sprężystych sygnału korekcyjnego w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w obrębie różnych grup badanych osób (wartości wytłuszczone oznaczają istotność różnicy wartości średnich parametrów w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w obrębie grupy dla $p < 0,03$).

KOBIECY			PARAMETR			
			częstotliwość [Hz]	szywność [Nm/rad]	lepkość [Nms/rad]	tłumienie
w wieku starszym	płaszczyzna	strzałkowa	0,77 \pm 0,22	1587 \pm 964	129 \pm 58	0,22 \pm 0,06
		czołowa	0,63 \pm 0,13	1057 \pm 529	103 \pm 46	0,21 \pm 0,07
w wieku średnim	płaszczyzna	strzałkowa	0,54 \pm 0,11	822 \pm 384	117 \pm 57	0,28 \pm 0,09
		czołowa	0,58 \pm 0,14	895 \pm 475	87 \pm 33	0,20 \pm 0,07
studentki	płaszczyzna	strzałkowa	0,68 \pm 0,15	875 \pm 366	61 \pm 33	0,17 \pm 0,09
		czołowa	0,71 \pm 0,17	976 \pm 363	75 \pm 28	0,20 \pm 0,10
MĘŻCZYNI						
w wieku starszym	płaszczyzna	strzałkowa	0,68 \pm 0,19	1586 \pm 760	162 \pm 56	0,26 \pm 0,11
		czołowa	0,57 \pm 0,17	1096 \pm 851	101 \pm 33	0,21 \pm 0,08
w wieku średnim	płaszczyzna	strzałkowa	0,62 \pm 0,16	1405 \pm 774	153 \pm 80	0,23 \pm 0,07
		czołowa	0,64 \pm 0,13	1340 \pm 720	95 \pm 34	0,16 \pm 0,04
studenci	płaszczyzna	strzałkowa	0,58 \pm 0,14	1295 \pm 620	140 \pm 70	0,23 \pm 0,11
		czołowa	0,66 \pm 0,16	1546 \pm 742	125 \pm 47	0,19 \pm 0,07

Tabela 15. Poziom istotności statystycznej różnic współczynników lepko – sprężystych sygnału korekcyjnego w różnych grupach badanych osób.

	PARAMETR							
	częstotliwość [Hz]		sztywność [Nm/rad]		lepkość Nms/rad]		tłumienie	
	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa	płaszczyzna strzałkowa	płaszczyzna czołowa
KOBIETY								
w wieku starszym - w wieku średnim	p = 0,00	NS	p = 0,00	NS	NS	NS	p = 0,01	NS
w wieku średnim - studentki	p = 0,00	p = 0,01	NS	NS	p = 0,00	NS	p = 0,00	NS
w wieku starszym - studentki	NS	NS	p = 0,01	NS	p = 0,00	p = 0,03	p = 0,03	NS
MĘŻCZYŹNI								
w wieku starszym - w wieku średnim	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	p = 0,01
w wieku średnim - studenci	NS	NS	NS	NS	NS	p = 0,01	NS	NS
w wieku starszym - studenci	p = 0,03	NS	NS	p = 0,04	NS	p = 0,04	NS	NS

NS – różnica nie jest istotna statystycznie

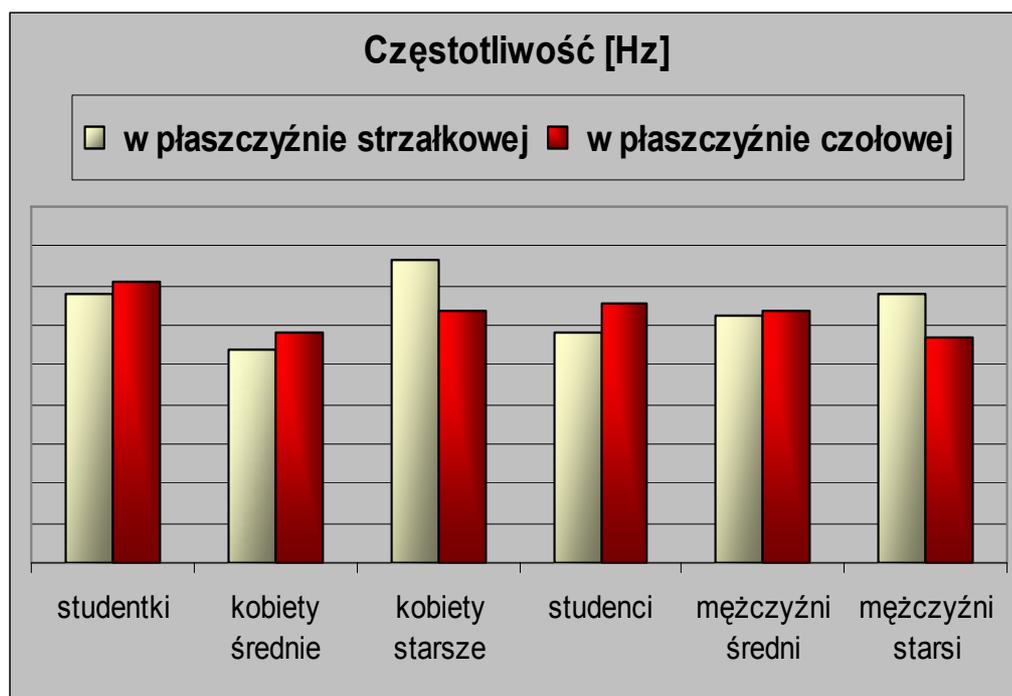
Mniejsze zróżnicowanie międzygrupowe, w wartościach parametrów lepko – sprężystymi występuje u mężczyzn. Natomiast większe zróżnicowanie międzygrupowe zaobserwowano w wynikach kobiet.

Wartości sztywności, lepkości i tłumienia w płaszczyźnie strzałkowej oraz częstotliwości w płaszczyźnie czołowej, nie różnicują mężczyzn w grupach wiekowych. Istotna różnica w wynikach mężczyzn najstarszych i najmłodszych, wystąpiła w wartościach współczynnika sztywności i lepkości w płaszczyźnie czołowej oraz częstotliwości drgań w płaszczyźnie strzałkowej. Studenci uzyskali wyższe wartości pierwszego parametru o 41%, a drugiego o 23%. Natomiast wartość współczynnika częstotliwości jest wyższa u starszych mężczyzn o 17% od wartości studentów. Studentów i mężczyzn w wieku średnim różnicują jedynie wartości lepkości w płaszczyźnie czołowej, które są wyższe o 32% u młodszych badanych. Osiągnięte przez mężczyzn wartości tłumienia w płaszczyźnie czołowej, różnicują międzygrupowo jedynie mężczyzn

w wieku średnim i starszym. Ci ostatni badani uzyskali wyższe wartości o 31%.

Nie odnotowano w badaniu, żadnych różnic międzygrupowych u kobiet, w wartościach parametrów sztywności i lepkości w płaszczyźnie czołowej. Ponadto, wyniki kobiet w tej płaszczyźnie ruchu, różnią się istotnie międzygrupowo jedynie w dwóch przypadkach. Dotyczą one wartości częstotliwości drgań u studentek, które są wyższe od kobiet w wieku średnim o 22% oraz wyższych wartości lepkości u kobiet starszych, od studentek o 37%. Zdecydowanie większe zróżnicowanie w wynikach kobiet występuje w płaszczyźnie strzałkowej. Wartości parametru tłumienia w tej płaszczyźnie ruchu, różnicują istotnie statystycznie wszystkie grupy wiekowe kobiet. Studentki uzyskały najniższe wartości, a kobiety w wieku średnim najwyższe. Wartość współczynnika tłumienia kobiet w wieku średnim jest wyższa od kobiet starszych o 27%, a od studentek aż o 65%. Z kolei wartość tego współczynnika kobiet starszych jest wyższa od studentek o 29%. Kobiety w wieku starszym osiągnęły również znacznie wyższą wartość parametru sztywności w płaszczyźnie strzałkowej od kobiet w wieku średnim aż o 93% i o 81% od studentek. Najniższe wartości częstotliwości obserwuje się u kobiet w wieku średnim, które różnicują je istotnie z kobietami starszymi i studentkami. Wartości te są niższe od kobiet starszych o 43% i 26% od studentek. Natomiast najniższa wartość lepkości w płaszczyźnie strzałkowej, wystąpiła u studentek. Wartość ta różnicuje międzygrupowo kobiety i jest one około dwukrotnie niższe od uzyskanych wartości starszych kobiet (w wieku średnim i starszym).

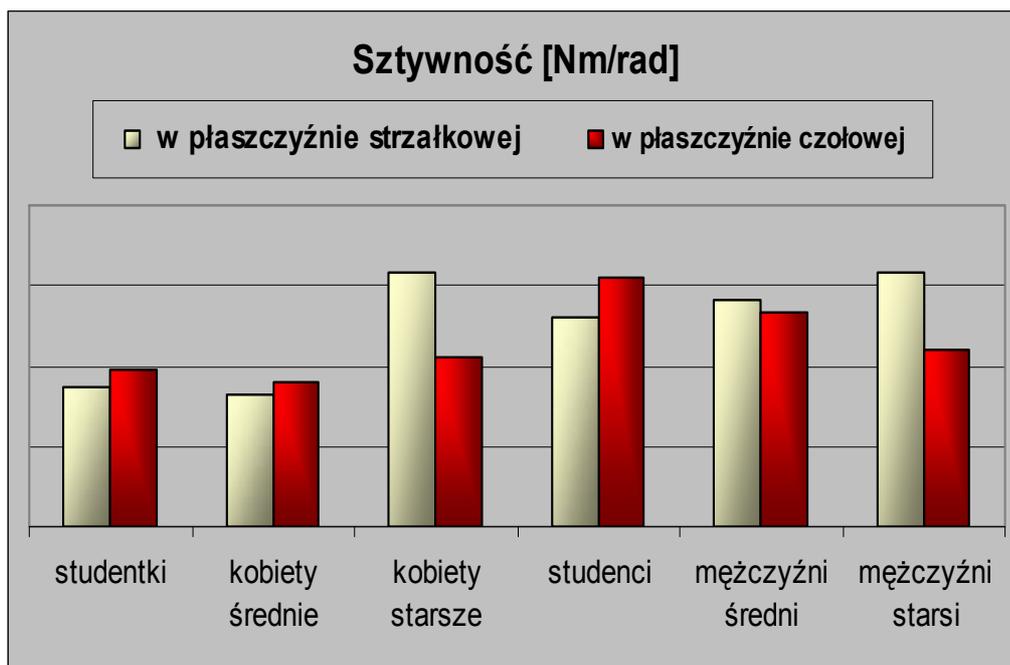
Opisane różnice w wartościach parametrów lepko – sprężystych sygnału korekcyjnego, uwzględniające płeć osób badanych w różnym wieku przedstawiają ryciny od 18 do 21.



Ryc. 18. Wpływ płci na częstotliwość sygnału korekcyjnego w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej.

W przedstawionych na ryc. 18 wynikach starszych kobiet i mężczyzn, obserwuje się istotnie wyższą wartość częstotliwości drgań ciała w płaszczyźnie strzałkowej (o około 20%), od wartości w płaszczyźnie czołowej.

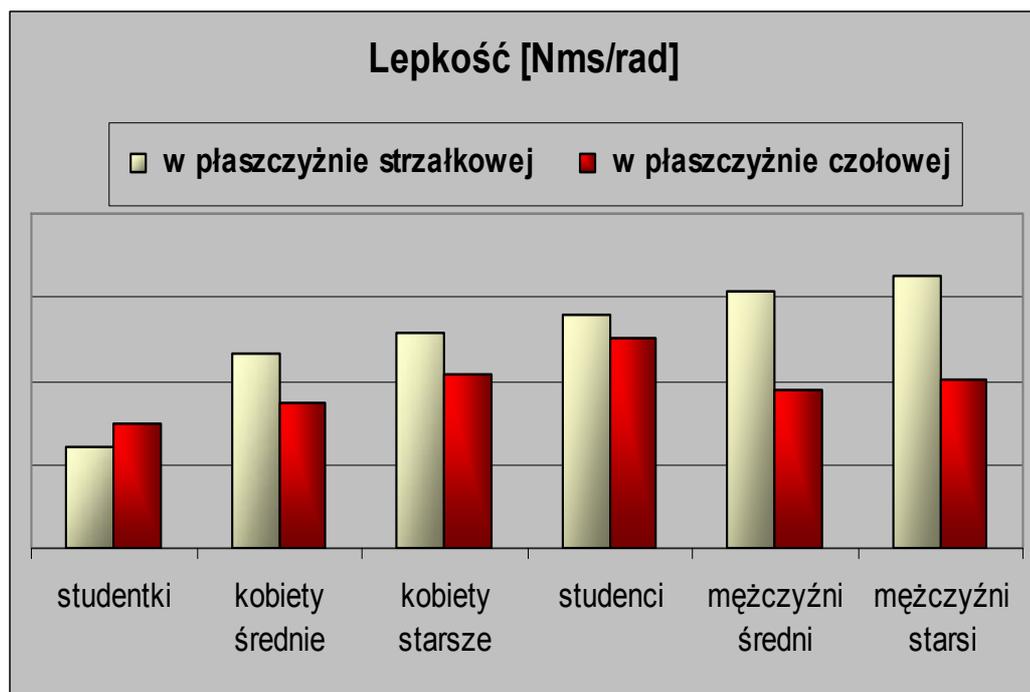
W grupie kobiet i mężczyzn w wieku średnim oraz w grupie najmłodszych uczestników (studentek i studentów), nie stwierdzono różnicy istotnej statystycznej (nieznacznie wyższe wartości są w płaszczyźnie czołowej, a niższe w strzałkowej).



Ryc. 19. Wpływ płci na sztywność posturalną w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej.

Przedstawione na rycinie 19 wartości współczynnika sztywności u kobiet starszych i u starszych mężczyzn oraz u mężczyzn w wieku średnim są wyższe w płaszczyźnie strzałkowej a niższe w czołowej. Wartość różnicy jest istotna statystycznie ($p < 0,03$) jedynie w grupie kobiet i mężczyzn starszych, u których wartość tego współczynnika w płaszczyźnie strzałkowej jest wyższa o 50% u kobiet i o 45% u mężczyzn od wartości w płaszczyźnie czołowej.

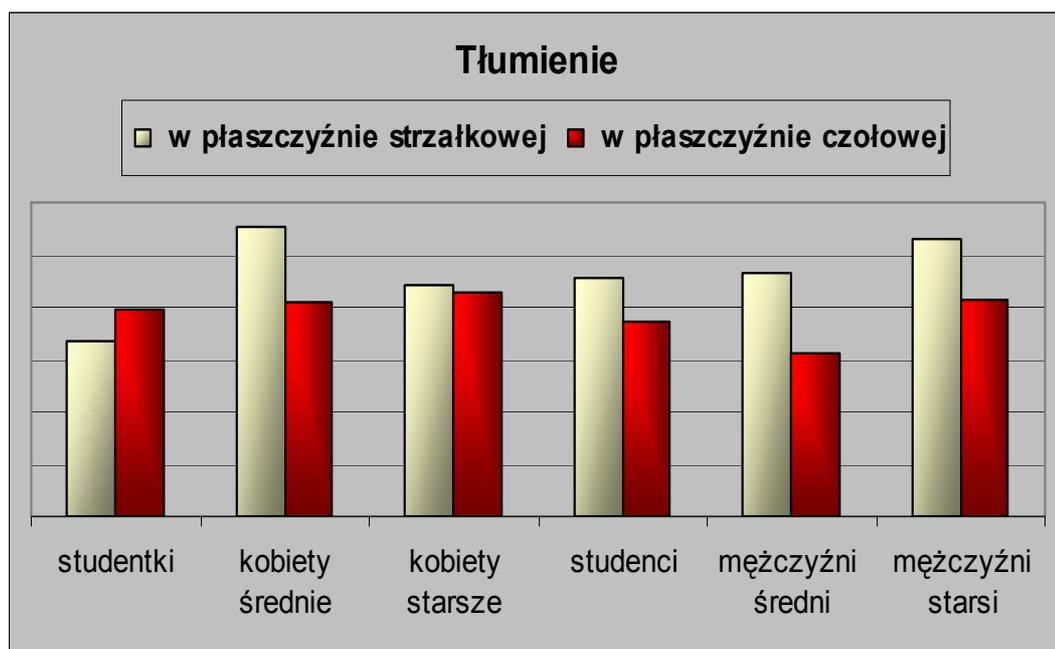
U młodszych kobiet (w wieku średnim) oraz u studentów (kobiet i mężczyzn), wartość współczynnika sztywności jest wyższa w płaszczyźnie czołowej, a niższa w strzałkowej (wartość różnicy nie jest istotna statystycznie).



Ryc. 20. Wpływ płci na lepkość posturalną w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej.

Wykonana analiza różnicy wartości współczynnika lepkości w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej (ryc. 20), pozwoliła stwierdzić, iż jedynie w grupie studentów i studentek wartości te nie wykazały różnicy istotnej statystycznie. U studentów wartości są nieznacznie wyższe w płaszczyźnie strzałkowej a niższe w czołowej, a u studentek odwrotnie, wyższe są w płaszczyźnie czołowej a niższe w strzałkowej.

W dwóch starszych grupach kobiet i mężczyzn (w wieku średnim i starszych), wartość różnicy jest istotna statystycznie ($p < 0,03$). Wartość współczynnika lepkości w płaszczyźnie strzałkowej u mężczyzn w wieku średnim jest wyższa o 61% od wartości w płaszczyźnie czołowej, a u mężczyzn starszych o 60%. U kobiet w wieku średnim wartość współczynnika lepkości w płaszczyźnie strzałkowej jest wyższa od wartości w płaszczyźnie czołowej o 34%, natomiast u kobiet starszych o 25%.



Ryc. 21. Wpływ płci na tłumienie posturalne w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej.

Na przedstawionej ryc. 21 wartości średnie współczynnika tłumienia w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej u kobiet starszych są zbliżone i nie wykazały różnicy istotnej statystycznie. Nie odnotowano również istotnej różnicy tych wartości u studentek. Natomiast u kobiet w wieku średnim wyższe wartości współczynnika tłumienia w płaszczyźnie strzałkowej wykazały istotną statystycznie różnicę ($p < 0,03$) z niższymi wartościami w płaszczyźnie czołowej.

We wszystkich grupach badanych mężczyzn wartości średnie współczynnika tłumienia są istotnie wyższe w płaszczyźnie strzałkowej od wartości w płaszczyźnie czołowej ($p < 0,03$).

5. DYSKUSJA

Celem pracy była ocena stabilności postawy ciała u osób w różnym wieku. Oceny tej dokonano w oparciu o analizę zarejestrowanego sygnału stabilogramu i sygnału korekcyjnego.

Zdolność do utrzymywania pionowej pozycji ciała jest czynnością nawykową, która kształtowana jest indywidualnie na przestrzeni całego życia. Natomiast procesy kontroli równowagi ciała w pozycji pionowej determinują mobilność człowieka. Człowiek przez znaczny okres swojego życia, automatycznie bez udziału świadomości potrafi utrzymywać pozycję pionową ciała i wykonywać jednocześnie inne bardzo zróżnicowane pod względem intensywności i trudności czynności motoryczne. Zakłócenia kontroli stabilnej pozycji ciała, mogą być uwarunkowane różnymi czynnikami. Wiążą się one z procesami rozwojowymi człowieka albo wstecznymi tzw. inwolucyjnymi. W okresie starzenia się automatyzm wielu czynności ruchowych człowieka ulega zmianie. Dla procesu kontroli pionowej pozycji ciała, najistotniejsze wydają się być zmiany, jakie zachodzą (w tym okresie) w układzie nerwowo – mięśniowym i kostno – stawowym. Sprawność tych układów wraz z wiekiem ulega pogorszeniu, a zaburzenia funkcjonalne z tego wynikające wiążą się z podwyższonym ryzykiem upadków.

Do oceny procesu kontroli stabilnej pozycji pionowej ciała zastosować można różną metodologię badawczą. Klinicyści najczęściej, wykorzystują w tym celu testy funkcjonalne, które mają zastosowanie przede wszystkim w diagnostyce klinicznej. Opracowane baterie testów mobilności człowieka, służą głównie do oceny funkcjonalnej układu równowagi w stanach patologii. Należą do nich między innymi, test Tinnetiego, Funkcjonalna Skala Równowagi Berga, czy też Ocena Profilu Fizjologicznego. Na testy te składa się określona liczba zadań

motorycznych, które charakteryzuje różny stopień trudności. Niemniej jednak wykorzystywane są one również w badaniach na populacji osób starszych. W oparciu o nie, Baloh i wsp. (1998), badali przez kolejne trzy lata równowagę ludzi starszych w wieku 79 – 91 lat. Wyniki przeprowadzonych badań przez tych autorów, wykazały, że wartości stabilności statycznej nie uległy zmianie, podczas gdy średnia prędkość wychwiał ciała w testach przeprowadzonych na platformie rotującej zwiększyła się istotnie. Niskim wartościom w skali Tinetti towarzyszyły zazwyczaj podwyższone amplitudy wychwiał i prędkości krzywej stabilogramu. Jeszcze inne spostrzeżenia odnaleźć można w pracy Lorda i wsp. (2003). Badania tych autorów skoncentrowane były na określeniu przydatności (trafności i rzetelności) pomiarów Oceny Profilu Fizjologicznego, a na baterię testów składało się badanie: wzroku, czucia obwodowego (dotyku), siły mięśniowej, czasu reakcji i badanie równowagi. Wyniki badań tych autorów wykazały, że większe wychwiania posturalne osiągnęły osoby doświadczone upadkami. Osoby te charakteryzowała ponadto mniejsza siła mięśniowa (osłabienie), zwłaszcza prostowników stawu kolanowego, słabsza wrażliwość na dotyk i silniejsza zależność od pola widzenia. Wyniki pracy Źaka i wsp. (2004) wnoszą istotne informacje w proces kontroli pozycji ciała przez osoby starsze. Przedstawione przez tych autorów wyniki badań świadczą, iż z gruntu prosta wydawać by się mogło czynność motoryczna jaką jest zmiana pozycji ciała, stwarza największe zagrożenie upadkiem.

Zastosowana w tej pracy metodologia badawcza, umożliwiła dokonanie oceny stabilności pozycji pionowej ciała w stanie swobodnym u osób w różnym wieku. Analiza wyników wykazała różnice, jakie występują pomiędzy wartościami parametrów stabilogramu i sygnału korekcyjnego u osób w różnym wieku. Zarejestrowany sygnał przemieszczenia się punktu przyłożenia wypadkowej siły reakcji podłoża,

posłużył do wyliczenia parametrów amplitudowych stabilogramu. W opinii wielu badaczy zajmujących się zagadnieniem stabilności kontroli równowagi ciała w pozycji pionowej, jest zgodność co do pewnych wartości amplitudy ruchów, która jest koniecznym warunkiem zabezpieczającym utrzymanie równowagi ciała (Horak i wsp. 1990, Winter 1995, Golema 2002, Błaszczyk, 2004). Jest to jednak wąski zakres wychwiań. W ocenie stabilności kontroli równowagi ciała, w oparciu o analizę stabilograficzną, przyjmuje się, że wzrost wartości parametrów amplitudowych, świadczy o mniejszej stabilności. Według wielu badaczy, niższe wartości parametrów stabilograficznych mogą świadczyć o sprawniejszej kontroli pozycji stojącej (Dmitruk i wsp. 2004, Błaszczyk, 2004). Nie zawsze jednak, te założenia znajdują potwierdzenie w badaniach. Jest wiele doniesień w literaturze naukowej, które wydają się temu przeczyć. Wyniki badań przeprowadzone na grupach sportowców np. judokach, charakteryzują większe przemieszczenia krzywej stabilogramu, niż u osób o mniejszej sprawności fizycznej (Golema, 1987). Zatem nie można stwierdzić, że tych młodych i sprawnych fizycznie osobników charakteryzuje gorsza stabilność kontroli równowagi ciała. Jednak, wyższe wartości parametrów amplitudowych stabilogramu w grupach sportowców, wydają się być efektem specjalistycznego (ukierunkowanego) treningu sportowego. Innym dyskusyjnym przykładem są wyniki jakie osiągają osoby z chorobą Parkinsona, których wyniki badań posturograficznych, są podobne, a nawet obniżone w porównaniu do grupy kontrolnej (Romero i Stelmach 2003, Horak i wsp. 1992).

Prezentowane w tej pracy wyniki badań wskazują, że konsekwencje starzenia się człowieka (zarówno kobiet jak i mężczyzn), są różne w płaszczyźnie strzałkowej i w płaszczyźnie czołowej. Odrębna analiza zmierzonego sygnału stabilogramu dla płaszczyzny strzałkowej i czołowej, pozwoliła na niezależną obserwację zmian i umożliwiła dokonanie oceny,

w której płaszczyźnie ruchu nasila się niestabilność. Zgodnie z hipotezą sformułowaną przez Wintera (1998), układ nerwowy jest znacznie bardziej zaangażowany w kontrolę pozycji ciała w płaszczyźnie strzałkowej. Właśnie w tej płaszczyźnie, człowiek zachowuje się jak wahadło odwrócone, z osią obrotu w stawach skokowych. W pozycji tej, stopy tworzą dźwignię dwustronną z osią obrotu na wysokości stawów skokowych, a ciało poddane jest oddziaływaniu dwóch momentów sił (ciężkości i mięśniowej). Zaznaczyć należy, iż momenty tych sił nie zawsze się równoważą. Kontrola pozycji ciała człowieka w płaszczyźnie czołowej charakteryzuje się większą stabilnością, którą zapewnia podparcie dwunożne ciała oraz zachodzi znaczna redukcja zakresu ruchu w pozostałych stawach kończyn dolnych. W tej płaszczyźnie ruchu, ogólny środek ciężkości ciała człowieka, rzutuje pomiędzy dwoma punktami podparcia i dlatego ciało stanowi stabilniejszy układ mechaniczny (Golema 2002).

W pracy wykazano występowanie wyraźnych różnic pomiędzy wynikami studentów, a wynikami osób w wieku średnim i starszym. Również wartości odchylenia standardowego, różnicują badane osoby. Wraz z wiekiem wzrasta jego wartość, co świadczy o znacznym zróżnicowaniu osobniczym w grupie (większe rozproszenie wyników w grupie). Ten znaczny wzrost parametrów amplitudowych stabilogramu potwierdzają badania innych autorów (Baloh i wsp. 1998, Malzer, Benjuya, Kapłański 2001, Tinetti, Speechley, Ginter, 1988), którzy ponadto wskazują na jego związek ze zwiększonym ryzykiem upadków. Wzrost wartości zmienności, świadczy o przypadkowych ruchach i zwykle charakteryzuje osoby z upośledzeniem kontroli równowagi postawy stojącej. Natomiast wzrost wartości zakresu świadczy o mniejszej stabilności postawy, a zatem o mniejszej sprawności układu równowagi. Wysokie wartości parametrów stabilogramu u osób starszych, wiążą się

prawdopodobnie, z podwyższeniem progów czułości układów sensorycznych, które powodują wzrost zakresu wychwiał ciała w pozycji pionowej. Obserwowalne zwiększone wychwiania ciała osób starszych, można tłumaczyć (i uzasadniać) jako pojawiający się wtórny czynnik destabilizujący, który może dodatkowo wpływać na równowagę pozycji pionowej ciała poprzez spowolnienie reakcji kontroli (Błaszczyk 2004). Uzyskane wartości zmienności, zakresu i średniej prędkości przemieszczeń punktu przyłożenia wypadkowej siły reakcji podłoża, cechują wyraźne tendencje wzrostowe z wiekiem badanych osób. W płaszczyźnie strzałkowej wyniki badań studentów i osób w wieku średnim, przejawiają wspólną cechę w wartościach parametrów zmienności i zakresu oraz średniej prędkości. W tych grupach, wartości parametrów w płaszczyźnie strzałkowej przewyższają wartości w płaszczyźnie czołowej. Podobne wyniki prezentują w swojej pracy Błaszczyk (2004), Stelmach i wsp. (1990), którzy uzyskali wartości zakresu wychwiał w płaszczyźnie strzałkowej większe niż w czołowej. Zakres i zmienność są względem siebie zależne, a zatem wyliczone wartości zmienności powinny różnicować płaszczyzny ruchu. Przedstawione wyniki wskazują, że konsekwencje starzenia się są różne w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. U osób starszych wzrasta wyraźnie niestabilność utrzymywania równowagi ciała w pozycji pionowej szczególnie w płaszczyźnie czołowej ruchu. Wydaje się, że badane osoby starsze najprawdopodobniej nie uświadamiają sobie problemu podwyższonej niestabilności kontroli pozycji pionowej ciała w tej płaszczyźnie ruchu. Prezentowane wyniki badań wskazywać mogą, że istnieje prawdopodobnie inna strategia stosowana przez osoby starsze, która polega na asymetrycznym obciążeniu kończyn dolnych podczas stania swobodnego. Być może wynika ona z konieczności wykształcenia strategii kompensacyjnej, która umożliwia skrócenie czasu reakcji na zaburzenie równowagi. Tradycyjnie do strategii takich zalicza

się strategię stawów biodrowych oraz lekkie pochylenie sylwetki do przodu. Kontrola równowagi ciała w płaszczyźnie czołowej, polega na obciążaniu i odciążaniu, a nie w wyniku działania mięśni stawu skokowego (strategia stawów biodrowych, Winter, 1995). Problematyką pogorszonej stabilności ludzi starszych w kontekście odzyskiwania równowagi w przypadku jej zakłócenia zajmował się również Błaszczyk 1993, Błaszczyk i wsp. 1994, Błaszczyk i wsp. 2000, i prezentowane przez tych autorów wyniki badań wskazują, że osoby starsze asymetrycznie i naprzemiennie odciążają (i dociażają) kończyny dolne. Według tych autorów, wyborem zasadniczym, jest przyjęcie z góry zadanej postawy asymetrycznej przez osoby starsze. Pozycja ta umożliwia realizację motorycznej reakcji prostej (przyspieszą reakcję), polegającej na przygotowaniu do wykroku nogą mniej obciążoną jako optymalna reakcja na zaburzenie równowagi. Wiadomo, że osoby starsze są znacznie wolniejsze w wykonywaniu zadań motorycznych związanych z wyborem reakcji (z wielu możliwych), co potwierdzają wyniki badań między innymi Stelmacha i wsp. (1990). Podobne spostrzeżenia prezentują Baloh i wsp. (1998), którzy na podstawie przeprowadzonych badań wnioskują, że pomiary w płaszczyźnie czołowej są lepszym wskaźnikiem zaburzeń równowagi niż w płaszczyźnie strzałkowej. Interesujących informacji dostarcza praca Speersa i wsp. (1998). Badacze ci wykazali, że zamknięcie oczu przez osoby starsze przy jednoczesnej redukcji płaszczyzny podparcia w płaszczyźnie czołowej (szerokości), powoduje pogorszenie wyników w porównaniu do osób młodych. Potwierdza to bardzo silne zależności zdolności kontroli pozycji ciała od wzroku i wieku. Istotna jest również obserwacja rosnącej wraz z wiekiem zależności jaka zachodzi pomiędzy wartościami parametrów stabilogramu u badanych osób. Najsilniejsze zależności w płaszczyźnie czołowej wykazały wyniki osób najstarszych, natomiast w płaszczyźnie strzałkowej wyniki osób w wieku średnim.

U osób najstarszych uwidoczniła się również najsilniejsza korelacja jaka zachodzi pomiędzy parametrami stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej, która jest aż o 41% wyższa niż u studentów.

Prezentowane w pracy wyniki nie są zgodne z tymi opisanymi przez Panzera i wsp. (1995). Autorzy ci przeprowadzili badania na niewielkiej grupie 24 zdrowych osób w wieku od 21 do 78 lat i stwierdzili brak zmian wartości rozrzutu przemieszczania się punktu przyłożenia wypadkowej siły reakcji podłoża w zależności od wieku, podczas gdy przemieszczenia poziome ogólnego środka ciężkości i głowy u osób starszych miały większy rozrzut niż u młodszych. Zdaniem autorów zmiany te są rezultatem odpowiedniej adaptacji strategii posturalnych prowadzących do stałej z wiekiem stabilności widzianej w przebiegu krzywej stabilogramu. Jeszcze inne stanowisko zajmuje Alexander (1994). Jego zdaniem trudno jest udokumentować zależne od wieku zmiany w sterowaniu równowagą w przypadku osób zdrowych. Autor ten, uzasadnia to tym, iż badania swobodnej postawy stojącej (lub przy łagodnych zakłóceniach równowagi) wskazują jedynie na minimalne różnice pomiędzy osobami starszymi i młodymi, w wyniku przesadnego przestrzegania (ostrzych) kryteriów dopuszczania do badań tzw. osób zdrowych.

W procesie sterowania równowagą ciała istotny jest czas reakcji człowieka w jakim skoryguje on jej utratę. Bardzo wyraźnie pogarszają się możliwości koordynacyjne potrzebne do utrzymania stabilnej pozycji stojącej. Duże prędkości wychwiał (wyższe wartości), świadczą o znacznych przemieszczeniach punktu przyłożenia wypadkowej siły reakcji stóp na podłoże. Na podstawie wyników można wnioskować, czy osoby badane charakteryzuje spokojna, czy też niepewna kontrola równowagi ciała w pozycji stojącej. Osoby starsze charakteryzuje większa dynamika kontroli równowagi ciała przez co stoją oni mniej spokojnie. Prezentowane wartości średniej prędkości bardzo podobnie zróżnicowały

badane osoby pod względem wieku i płci w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Żaden z innych analizowanych parametrów stabilogramu, nie wykazał takiego podobieństwa. Wyniki te pozostają w zgodzie z wynikami innych badaczy, a interesujący wydaje się być eksperyment Prieto i wsp. (1996), w którym zastosowano różne warunki do oceny stabilności pozycji ciała osób starszych i młodych. W eksperymencie badano znaczenie analizatora wzroku w procesie kontroli równowagi ciała. Badane przez tych autorów osoby, poddane były pomiarom w warunkach z oczami otwartymi i zamkniętymi. Wyniki wykazały zróżnicowanie pomiędzy warunkami pomiaru (oczy otwarte – oczy zamknięte) ludzi starszych i młodych. Autorzy w swojej pracy wskazują, że wartości średniej prędkości podobnie zróżnicowały zmiany pod wpływem wieku w obu warunkach wzrokowych. Z kolei Owings i wsp. (2000), w przeprowadzonym eksperymencie badali zależność pomiędzy miarami stabilności w stanie swobodnym a granicami stabilności (maksymalne wychylenia ciała) oraz zdolnością do odzyskiwania równowagi po symulowanym pchnięciu. Wykazali oni, że średnia prędkość przemieszczania się punktu przyłożenia wypadkowej siły reakcji podłoża w płaszczyźnie czołowej była zazwyczaj niższa u osób, które nie odzyskały równowagi. Jednak zależności te były niewielkie, co może ograniczać ich funkcjonalne znaczenie. Badania Błaszczyka (Błaszczyk i wsp. 1993c, Błaszczyk i wsp. 2000, Błaszczyk 2004) wykazały różnice w obrazie stabilograficznym ludzi starszych i młodych, potwierdzając zachodzące z wiekiem zmiany w procesie kontroli równowagi ciała. Autor ten zauważył gwałtowny wzrost wychwiał ciała, które są silnie zależne od wieku badanych osób. Sprzeczne wyniki do tych prezentowanych w pracy odnaleźć można w pracy Perrin i wsp. (1997). Badacze ci zastosowali bogaty repertuar metod badawczych: posturografię statyczną i dynamiczną, elektromiografię mięśni podudzia oraz ocenę strategii posturalnych (na

podstawie reakcji badanych na sinusoidalną rotację platformy). Autorzy zaobserwowali podwyższone miary rozrzutu COP u 50 osób w wieku 60 - 84 lat, ale tylko w płaszczyźnie strzałkowej. Oscylacje punktu przyłożenia wypadkowej siły nacisku stóp na powierzchnię podparcia w płaszczyźnie czołowej nie zmieniały się z wiekiem.

Analizując wartości parametrów amplitudowych stabilogramu, można stwierdzić, że wraz z wiekiem pogarsza się precyzja sterowania ruchami zabezpieczającymi proces utrzymywania równowagi. Prezentowane w tej pracy wyniki wskazują, iż w efekcie postępujących zmian inwolucyjnych w strukturach anatomiczno – funkcjonalnych układu równowagi człowieka wzrasta wyraźnie niestabilność utrzymywania równowagi ciała w pozycji pionowej. Objawia się to szczególnie u osób w wieku starszym.

Poszukiwania dostępnych opracowań dotyczących analizy stabilności postawy ciała w oparciu o model lepko – sprężysty, nie odniosły zamierzonego skutku. Brak jest pełnych opracowań dotyczących oceny stabilności postawy ciała uwzględniających wiek człowieka, jako kryterium zmian parametrów lepko – sprężystych. Jedynie Kuczyński (2003) i Winter (1995), w prowadzonych eksperymentach przeprowadzili badania na osobach starszych. Jednak celem ich badań była głównie ocena użyteczności nowej metody badań oceny stabilności procesu kontroli równowagi ciała.

Wykorzystany w pracy model lepko – sprężysty i wyliczone wartości parametrów sygnału korekcyjnego, pozwoliły na inne spojrzenie na proces utrzymywania równowagi. Człowiek w pozycji pionowej, steruje odpowiednią wartością napięcia mięśniowego przez co bardziej lub mniej usztywnia swoje ciało. Wartość parametru sztywności jest zależna w pewnym stopniu od momentu bezwładności ciała względem punktu podparcia na podłożu. Wydaje się jednak, że wpływ masy i wysokości ciała

nie powoduje zbyt dużych zmian w wartości tego parametru (sztywności). Patrząc globalnie na prezentowane wyniki parametrów lepko – sprężystych uwidacznia się różnica w ich wartościach u badanych osób z różnych grup wiekowych. U osób starszych występuje inny poziom napięcia mięśni odpowiedzialnych za proces utrzymywania równowagi niż u młodych. Łatwo zauważyć, że wyniki osób starszych charakteryzują niższe wartości częstotliwości, sztywności i lepkości w płaszczyźnie czołowej do wartości w płaszczyźnie strzałkowej. Te obniżone wartości mogą świadczyć o zmianach degeneracyjnych układu równowagi związanych z wiekiem. Wartości parametrów lepko – sprężystych mają podstawowe znaczenie dla dynamiki ciała podczas utrzymywania równowagi (Kuczyński 2003). W modelu lepko - sprężystym zakłada się, iż głównym mechanizmem utrzymywania równowagi jest sztywność posturalna, która jest podstawową zmienną sterującą. Wartości sztywności posturalnej dobierane są adaptacyjnie przez układ nerwowy, w celu zapewnienia stabilności ciała (bezpieczeństwa) i wynikają z kombinacji własności elastycznych mięśni. Sztywność i lepkość reprezentują mechaniczne własności ciała, które decydują o jego dynamice. Wzrost sztywności jest proporcjonalny do zwiększania się napięcia mięśni posturalnych i pociąga za sobą zwiększenie własności sprężystych mięśni i częstotliwości drgań układu. Oscylacje sygnału korekcyjnego (tych ruchów) opisywane są wartościami parametrów częstotliwości i tłumienia. Wzrost wartości współczynnika lepkości pociąga za sobą uaktywnienie własności amortyzacyjnych czyli tłumiących w przenoszeniu energii przez układ ruchu. Tłumienie ruchów regulowane (dobierane) jest przez dodawanie lub odejmowanie energii do układu (Golema 2002, Kuczyński 2003).

Wybór strategii kontroli równowagi ciała, zależy od takich czynników jak: wielkość zakłóceń, umiejętność prawidłowej analizy sprzecznych informacji o aktualnym stanie ciała (doświadczenia) oraz warunki powierzchni podparcia (Horak i wsp.,1989; Slobounov i Newell, 1994a). Wyniki badań wskazują na duże zróżnicowanie w wartościach parametrów sygnału korekcyjnego badanych osób z różnych grup wiekowych i w różnych płaszczyznach ruchu. W modelu lepko – sprężystym, wzrost wartości sztywności i częstotliwości świadczy o wzroście napięcia mięśniowego przyjmowanego jako typ pracy mięśni - koncentrycznej (wyzwalanie siły pokonującej). Natomiast wzrost wartości lepkości i tłumienia świadczy o rozluźnieniu mięśni i typie pracy ekscentrycznej (ustępującej), która przejawia się większą „elastycznością mięśni” o cechach ruchów tzw. miękkich i swobodnych (Golema 2003, Kuczyński 2003, Winter i wsp. 1998). Poziom napięcia mięśni odpowiedzialnych za utrzymanie równowagi (i realizujących ten proces) jest dużo wyższy u ludzi starszych ale tylko w płaszczyźnie strzałkowej, co sugeruje, że układ nerwowy jest bardziej zaangażowany w proces utrzymywania równowagi w tej płaszczyźnie ruchu. W grupie studentów i w grupie osób w wieku średnim, wartości parametrów sztywności i częstotliwości w płaszczyźnie czołowej są wyższe niż w płaszczyźnie strzałkowej przy towarzyszącej niższej wartości lepkości i tłumienia. Wydaje się, że osoby w wieku średnim, wykorzystują głównie lepkość posturalną do redukcji zakresu wychwiań ciała.

Przeprowadzona w pracy analiza korelacji, wykazała zależności zachodzące pomiędzy wartościami parametrów stabilogramu i sygnału korekcyjnego, w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej ruchu. Wzrostowi częstotliwości towarzyszy zdecydowany wzrost prędkości średniej, u osób starszych w płaszczyźnie strzałkowej i u studentów w obu płaszczyznach ruchu (tabela 10). Wysoka korelacja zachodząca pomiędzy tymi

parametrami może być przejawem sterowania w układzie zamkniętym. Na jej podstawie można sądzić, że studenci precyzyjniej sterują pracą mięśni w procesie kontroli równowagi ciała, od osób starszych i od osób w wieku średnim.

Analiza wartości współczynników korelacji jakie zachodzą pomiędzy wartościami parametrów lepko-sprężystych stabilogramu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej ruchu, może w pewnym stopniu wyjaśniać, koordynację ruchową zabezpieczającą proces utrzymywania równowagi badanych osób (realizowaną przez wykorzystanie sztywności i lepkości układu mechanicznego). Jeżeli jakaś wartość współczynnika lepko-sprężystego jest wysoka w płaszczyźnie strzałkowej ruchu, to też jest wysoka i w płaszczyźnie czołowej ruchu. Przedstawione wysokie wartości współczynników korelacji w tabeli 9, potwierdzają zależność wzrostu napięcia mięśni powodujących usztywnienie wszystkich aktonów mięśniowych zabezpieczających proces utrzymywania równowagi u osób w wieku średnim i w wieku starszym. Natomiast u studentów, za wyjątkiem wartości współczynnika korelacji wyliczonego pomiędzy wartościami lepkości w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej, nie obserwuje się tej zależności. Obserwowane zmiany wartości współczynników lepkości i tłumienia, mogą wynikać z niezbadanej dotychczas zdolności człowieka do zmiany lepkości mechanizmu ruchu (Kuczyński 1999b). Wyniki tej pracy świadczą, że lepkość i tłumienie maleją w stosunku do wzrostu wartości sztywności i częstotliwości w grupie studentów i osób w wieku średnim. Należy podkreślić, że zastosowany model lepko-sprężysty dobrze odzwierciedla badane zjawiska. W prezentowanej pracy stwierdzono istnienie wysokiej i dodatniej korelacji pomiędzy sztywnością i częstotliwością oraz pomiędzy lepkością i tłumieniem, jak również ujemnej korelacji pomiędzy tłumieniem a sztywnością i częstotliwością. Wysokie wartości współczynników korelacji pomiędzy parametrami lepko-

sprężystymi wydają się potwierdzać ich ściśle powiązania w układzie ruchu człowieka (założenia modelu lepko – sprężystego).

Ważnym aspektem badań było porównanie wpływu wieku i płci na stabilność postawy ciała. Porównanie przeprowadzono w oparciu o wartości parametrów amplitudowych stabilogramu i lepko – sprężystych sygnału korekcyjnego w obrębie badanych grup kobiet i mężczyzn. Opinie badaczy, co do wpływu dymorfizmu płciowego na proces kontroli równowagi ciała są podzielone. Jedni uważają, iż kobiety charakteryzuje lepsza stabilność postawy ciała, tłumacząc to niższym położeniem ogólnego środka ciężkości (korzystniejsze proporcje) (Juntunen i wsp., 1987; Ojala, 1989; Zagrobelny, Woźniowski 1997). W świetle przedstawionych wyników badań wydaje się, iż wartości parametrów stabilogramu kobiet młodszych (studentek) i kobiet w wieku średnim, wskazywać mogą na lepszą stabilność postawy ciała, są one bowiem niższe od wartości w analogicznych grupach wiekowych mężczyzn. Natomiast w prezentowanych wynikach kobiet (w różnych grupach wiekowych) znamienne różnice, ujawniają się pomiędzy najmłodszymi uczestniczkami i najstarszymi. Wyniki kobiet starszych są jednocześnie najwyższymi wartościami wyliczonymi w badaniach i jako jedyne prezentują wyższe wartości w płaszczyźnie czołowej (w parametrze zakresu i zmienności wychwiań ciała). Wyniki kobiet starszych wydają się być zgodne z opiniami innych badaczy, którzy wskazują na lepszą kontrolę równowagi ciała u mężczyzn (większa powierzchnia podparcia) (Kejonene i wsp. 2002, 2003, Błaszczuk 2004). Zdaniem Błaszczuka (2004) potwierdzeniem tego faktu mogą być badania epidemiologiczne związane z upadkami ludzi starszych, z których wynika, iż kobiety doświadczają ich częściej niż mężczyźni. Wyniki prezentowanych badań mogą sugerować, że u kobiet wraz z wiekiem wyraźniej wzrasta trudność kontroli pozycji pionowej ciała niż u mężczyzn. Badania populacji wielkowiejskiej Szopy (1988),

wykazały intensywniejsze zmiany predyspozycji koordynacyjnych już około 45 roku życia u kobiet w stosunku do mężczyzn. Na podstawie wyników badań, trudno jest jednoznacznie stwierdzić, czy obserwowalne różnice uwarunkowane są płcią.

Wartości parametrów lepko – sprężystych również wykazują większe zróżnicowanie pomiędzy wynikami kobiet (z różnych grup wiekowych) niż u mężczyzn. Zgodnie z koncepcją prezentowaną przez Wintera (1998), człowiek steruje równowagą ciała poprzez odpowiednią sztywność układu (zmianę napięcia mięśniowego), która wyraża się zmianą napięcia mięśniowego mięśni posturalnych całego ciała (w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej ruchu). Obliczone wartości współczynników korelacji dla parametrów lepko – sprężystych w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej u osób w wieku średnim potwierdzają tę koncepcję. W tej grupie wiekowej (kobiet i mężczyzn) najwyraźniej ujawniła się regulacja równowagi w pozycji stojącej ciała, poprzez zmianę napięcia mięśniowego mięśni posturalnych w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej.

Brak wyjaśnienia uwarunkowań kontroli pionowej pozycji ciała u osób w różnym wieku, nie pozwala na skonstruowanie pełnej struktury tej zdolności determinującej charakter obserwowalnych zmian. W celu pełnego zobrazowania wpływu wieku na zmiany kontroli stabilności postawy, w pełni uzasadnione wydaje się kontynuowanie podjętych badań. Słusznym jest cel poszukiwań w rozpoznaniu mechanizmów powodujących niestabilność kontroli równowagi ciała osób starszych. Chcąc poprawić bezpieczeństwo i jakość życia tych osób (najczęściej skarżą się na pogorszoną równowagę), niezbędna jest wiedza o podstawowych właściwościach układu równowagi. Konstruowanie przyszłej problematyki badawczej winno jednak uwzględnić szereg czynników natury fizjologicznej (stan zdrowia, aktywność fizyczną, przebyte urazy,

współistniejące choroby itp.) i psychologicznej, mogących odgrywać rolę w obserwowanych zmianach.

6. WNIOSKI

- 1) Wyniki badań wskazują, że wraz z wiekiem wzrasta niestabilność postawy ciała oraz zróżnicowanie międzyosobnicze w grupie. Istotny wzrost wartości parametrów stabilogramu u osób starszych świadczy o mniejszej sprawności układu równowagi. U osób tych wystąpił nietypowy - w świetle danych z piśmiennictwa - układ wyników, który odmiennie różnicuje płaszczyzny ruchu w stosunku do wyników studentów i osób w wieku średnim. Wyniki badań wydają się potwierdzać, iż osoby starsze wykorzystują strategię asymetrycznego obciążenia kończyn dolnych podczas stania swobodnego. Istotnie obniżone wartości parametrów lepko – sprężystych w płaszczyźnie czołowej w porównaniu z wartościami w płaszczyźnie strzałkowej, u osób starszych, wskazują, że występuje u nich niewystarczający poziom napięcia mięśni odpowiedzialnych za proces utrzymywania równowagi.
- 2) Porównanie wartości współczynników korelacji między wartościami parametrów amplitudowych stabilogramu i współczynników lepko – sprężystych sygnału korekcyjnego, wskazuje, iż siła relacji tych parametrów rośnie wraz z wiekiem. Jednocześnie zmiany we wszystkich parametrach mogą świadczyć o silnych związkach stabilności postawy ciała z procesem starzenia się człowieka.
- 3) Wyniki badań wskazują, że u osób młodych występują silniejsze związki między wartościami parametru średniej prędkości **wychwiał** ciała a wartościami współczynników częstotliwości, tłumienia i lepkości. Natomiast u osób w wieku średnim i starszym, zależności między tymi parametrami są mniejsze.

Komentarz [AR1]: wychyleń

W badaniu nie stwierdzono związków między parametrem zakresu wychwiał ciała, a współczynnikami częstotliwości, sztywności i lepkości.

- 4) W oparciu o wyniki badań można stwierdzić, że konsekwencje starzenia się kobiet i mężczyzn, w odniesieniu do stabilności postawy ciała są różne. Wartości parametrów amplitudowych stabilogramu i parametrów lepko - sprężystych sygnału korekcyjnego wyraźniej różnicują kobiety niż mężczyzn. U kobiet, zmiany w wartościach tych parametrów są większe niż u mężczyzn.

7. STRESZCZENIE

STABILNOŚĆ POSTAWY CIAŁA U OSÓB W RÓŻNYM WIEKU

Wraz ze wzrostem liczebności populacji ludzi starszych oraz przedłużaniem średniego czasu życia, potrzeba zapewnienia mobilności człowieka staje się bardzo ważna z punktu widzenia etycznego i społecznego.

Celem pracy jest porównanie wartości parametrów stabilogramu i współczynników lepko – sprężystych sygnału korekcyjnego badanych osób w różnym wieku.

Materiał badań, stanowią wyniki 150 dorosłych kobiet i mężczyzn. Uczestniczące w badaniach osoby, pogrupowano w trzy grupy wiekowe: studenci (22,4 lat \pm 0,5), osoby w wieku średnim (44,9 lat \pm 10,7) i osoby starsze (77,4 lat \pm 8,5) (po 50 osób z każdej grupy wiekowej). Zastosowana w pracy metoda badawcza, umożliwiła dokonanie oceny stabilności pionowej pozycji ciała w stanie swobodnym. Analiza wyników wykazała różnice, pomiędzy wartościami parametrów stabilogramu i sygnału korekcyjnego u badanych osób w różnym wieku.

Wraz z wiekiem istotnie zmieniają się wartości parametrów amplitudowych stabilogramu i współczynników lepko – sprężystych sygnału korekcyjnego. U osób starszych wystąpił nietypowy układ wyników, który odmiennie różnicuje płaszczyzny ruchu w stosunku do wyników studentów i osób w wieku średnim. Odnotowano również istotne różnice w wartościach współczynników korelacji, jakie zachodzących pomiędzy wartościami parametrów stabilogramu u badanych osób w różnym wieku. U studentów wystąpiły wysokie wartości współczynnika korelacji pomiędzy wartościami średniej prędkości a częstotliwością i tłumieniem w obu płaszczyznach ruchu. Natomiast u osób starszych i w wieku średnim wysokie wartości współczynnika korelacji obserwuje się pomiędzy wartościami średniej prędkości a zakresem i zmiennością. Dynamika zmian wartości parametrów stabilogramu jest wyraźniej zaznaczona pomiędzy grupami wiekowymi kobiet niż mężczyzn.

Prezentowane w tej pracy wyniki badań wskazują, że konsekwencje starzenia się człowieka (zarówno kobiet jak i mężczyzn), są różne w płaszczyźnie strzałkowej i w płaszczyźnie czołowej. Analizując wartości parametrów amplitudowych stabilogramu i współczynników lepko – sprężystych, można stwierdzić, że wraz z wiekiem pogarsza się precyzja sterowania ruchami zabezpieczającymi proces utrzymywania równowagi. Prezentowane w pracy wyniki, wskazują, iż w efekcie postępujących zmian inwolucyjnych w strukturach anatomiczno – funkcjonalnych układu równowagi człowieka wzrasta wyraźnie niestabilność utrzymywania

równowagi ciała w pozycji pionowej. Objawia się to szczególnie u osób w wieku starszym.

Brak wyjaśnienia uwarunkowań kontroli pionowej pozycji ciała u osób w różnym wieku, nie pozwala na skonstruowanie pełnej struktury tej zdolności determinującej charakter obserwowalnych zmian. W celu pełnego zobrazowania wpływu wieku na zmiany kontroli stabilności postawy, w pełni uzasadnione wydaje się kontynuowanie podjętych badań.

8. SUMMARY

STABILITY OF THE BODY POSTURE IN INDIVIDUALS OF VARIOUS AGES

With the increase of the elderly people population and constant prolongation of the mean lifespan the need to ensure sufficient mobility in those people becomes an important ethical and social issue.

The aim of the thesis is to compare the values of the stabilographic parameters and viscous-elastic indexes of the correction signal in individuals of various ages.

The study was performed in a group of 150 adult women and men. The participants were divided into three age groups of fifty individuals each: (i) students ($22,4 \pm 0,5$ years), (ii) middle aged persons ($44,9 \pm 10,7$ yrs) and elderly ($77,4 \pm 8,5$ yrs). The applied research method allowed evaluation of the stability of the vertical body position while free standing. The analysis of the results showed the differences among the values of the stabilographic parameters and correction signal in individuals of various age.

Together with growing age the values of the amplitude parameters of the stabilogram as well as values of viscous-elastic parameters indexes of the correction signal change. In older participants an unusual pattern of the results occurred that differentiates the motion planes in a different way compared to the results in students and middle aged persons. Significant distinctions were also noted regarding the values of the correlation indexes between the stabilographic parameters in the participants of different age. Students showed high values of correlation between mean velocity and frequency as well as suppression in both motion planes. Whereas in the elderly and the middle aged group high values of the correlation index between mean velocity and range as well as variability were found. The

dynamics of the changes of the stabilographic parameters was more distinct among the age groups of women compared to men.

The results presented in the thesis suggest that the ageing-related consequences for the human body (both in men and women) are of different character for the sagittal and frontal plane. The analysis the values of the amplitude stabilographic parameters and viscous-elastic indexes confirms that with the growing age the precision in steering of the balance maintaining movements deteriorates. The presented results suggest that due to progressing involution of the anatomic and functional structures of the human balance system the instability of the balance in the upright position significantly increases. This is especially marked in the elderly.

The lack of knowledge regarding the control of the upright body position in various age groups hinders the full evaluation of the observed changes. For total determination of the impact of the age on the stability control, continuation of the undertaken studies seems to be fully justified.

9. LITERATURA

- Alexander N.B. (1994): *Postural Control in Older Adults*. JAGS (J. American Geriatrics Society), 4: 93-108.
- Baloh R.W. i wsp. (1998): *A prospective Study of Posturography in Normal Older People*, J. American Geriatrics Society 46:438 – 443.
- Berger W., Quinter N.J., Dietz V. (1985): *Stance and gait perturbation in children: Developmental aspects of compensatory mechanisms*, Electroencephalography Clin. Neurophysiol. 65(5), 385-395.
- Bień B., Synak B. (2001): *Stan zdrowia i sprawność ludzi starszych w Polsce w roku 2000*, [w:] Problemy starzenia się, AWF Warszawa, s. 21 - 36.
- Biskup J., Kuczyński M., Golema M. (1992): *Mechanizm kompensacyjny pozycji stojącej człowieka*. Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej „Mechanika”, 112, 21-26.
- Błaszczyk J. i in. (1994): *Ranges of postural stability and their changes in the elderly*. Gait and Posture. 2; 11-17.
- Błaszczyk J. i wsp. (1993): *Evaluation of the postural stability in man: movement and posture interaction*. Acta Neurobiol. Exp.; 53: 155-166.
- Błaszczyk J. (1993): *Kontrola stabilności postawy ciała*. Kosmos, 42, 2, 473-486.

- Błaszczuk J., Lowe D.L. Hansen P.D. (1997): *Age - related differences in performance of stereotype arm movements: Movement and Posture Interaction*, Acta Neurobiol. Exp., 57, s. 49-57.
- Błaszczuk J. W., Prince F., Raicie M., Hébert R. (2000): *Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance*, Journal of Biomechanics 33, 1243 - 1248.
- Błaszczuk J., Lowe D., Hansen P. (1993c): *Ranges of postural stability and their changes in the elderly*. Gait & Posture.
- Błaszczuk J. (2004): *Biomechanika kliniczna*. Podręcznik dla studentów medycyny i fizjoterapii. Wydawnictwo lekarskie PZWL, Warszawa.
- Bober T., Zawadzki J. (2001): *Biomechanika układu ruchu człowieka*. Wydawnictwo BK, Wrocław, rozdz. 7, 197-227.
- Chandler J.M., Duncan P.W., Studenski S.A. (1990): *Balance Performance on the Postural Stress Test: Comparison of Young Adults, Healthy Elderly, and Fallers*. Physical Therapy, 70 (7),410 - 415.
- Charzewska J., Chabros E., Kraszewska E. (2001): *Zmiany z wiekiem wybranych wskaźników biologicznych i funkcjonalnych*, [w:] Problemy starzenia się, AWF Warszawa, s. 149 – 156.
- Czchaidze L.W. (1962): *Koordinacja ruchów dowolnych i powstawanie nawyków ruchowych człowieka w świetle ogólnych zasad sterowania i układów sterowanych*. Wychowanie Fizyczne i Sport, 2.
- Czarkowska – Pączak B. (2006): *Zarys fizjologii wysiłku fizycznego. Podręcznik dla studentów*, (red. Czarkowska – Pączek B. i J. Przybylski), wyd. Medyczne Urban & Partner, Wrocław, ss. 172.

- Dmitruk K. i wsp. (2004): *Wielkość parametrów posturograficznych w procesie utrzymywania równowagi u tancerzy*, Fizjoterapia Polska, 4, 1, 47 – 51.
- Doński D. (1963): *Biomechanika ćwiczeń fizycznych*. Sport i Turystyka.
- Eng J.J., Winter D.A. (1993): *Estimations of the horizontal displacement of the total body center of mass: considerations during standing activities*, Gait & Posture, 1 (3), 141-144.
- Fidelus K. (1961): *Biomechaniczna analiza postawy*. Wychowanie Fizyczne i Sport, nr 2.
- Fidelus K. (1972): *Teorie procesu sterowania ruchami człowieka*. Sport Wyczynowy, 2, 1-8.
- Ganong W.S. (1994): *Fizjologia – podstawy fizjologii lekarskiej*. PZWL Warszawa.
- Gawroński R. (1966): *Bionika – układ nerwowy jako układ sterowania*. PWN, Warszawa.
- Goldie P.A., Bach T.M., Evans O.M. (1989): *Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 70 (7), 510-517.
- Golema M., Stucke H. (1981): *Badanie nad upodobaniem się człowieka do bryły sztywnej*. Monografie AWF w Poznaniu, 190, 43-49.
- Golema M. (1981): *Biomechaniczne badania regulacji równowagi u człowieka*. Studia i Monografie AWF we Wrocławiu, 22.
- Golema M. (1987): *Stabilność pozycji stojącej*. Studia i Monografie AWF Wrocław, 17.

- Golema M., Stachowska M. (1996): *Sposób wykorzystania podparcia stóp na podłożu przez gimnastyczki podczas wykonywania trudnych ćwiczeń równowaznych*. Materiały XIII Szkoły Biomechaniki, AWF w Poznaniu, Monografie nr 330, 228-232.
- Golema M. (2002): *Charakterystyka procesu utrzymywania równowagi ciała człowieka w obrazie stabilograficznym*. Studia i Monografie AWF Wrocław.
- Golema M. (2003): *Wielkość przemieszczeń części ciała człowieka utrzymującego równowagę*, Studia i Monografie z. 148, Politechnika Opolska, Opole, ss. 147.
- Górska T., Grabowska A., Zagrodzka J. (1997): *Mózg a zachowanie*. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa.
- Grochmal S. (1986): *Teoria i metodyka ćwiczeń relaksacyjno-koncentrujących*. PZWL, Warszawa.
- Horak F.B., Shupert C.L., Mirka A., (1989): *Components of postural dyscontrol in the elderly. A Review*. Neurobiol. Aging, 10, 727 – 738.
- Horak F., Nashner L., Diener H. (1990): *Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss*. Experimental Brain Research, 82, pp.167-177.
- Ignaczyk W., Chromiska M. (2004): *Statystyka: teoria i zastosowanie*, Wyższa Szkoła Bankowa, Poznań, ss.339.
- Juntunen J., Matikainen E., Ylikoski J., Ojala M., Vaheeri E. (1987): *Postural body sway and exposure to high – energy impulse noise*, Lancet, 2, 261-264.
- Kejonen P., Kauranen K., Ahasan R., Vanharanta H. (2002): *Motion analysis measurements of body movements during standing: association with age and sex*, International Journal of Rehabilitation Research, 25, 297-304.

- Kejonen P., Kauranen K., .., Vanharanta H. (2003): *The relationship between anthropometric factors and body – balancing movements In postura balance*, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 84, 17-22.
- Kluch W. (2003): *Badania fizjologiczne przebiegu resusytucji narządu przedsionkowego u osób poddawanych przyspieszeniom w stymulatorze Gyro Ipt*. Polski Przegląd Medycyny Lotniczej, 9, 399 – 415.
- Konturek S. (1998): *Organizacja układu nerwowego*. Fizjologia człowieka. Neurofizjologia. Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego, t. IV, 54-61.
- Kuczyński K., Sienkiewicz H. (1994): *Porównanie parametrów stabilogramu po wyłączeniu narządu wzroku i zakłóceniu błędniaka*. Biomechanika '94, Politechnika Wrocławska, 184-186.
- Kuczyński M. (1997): *The stability of postural sway*. Biology of Sport, 14, suppl. 7, 75-79.
- Kuczyński M. (1998): *Task-related changes in biomechanical parameters of ankle joints during standing*. Studia i Monografie AWF we Wrocławiu, 55, 123-128.
- Kuczyński M. (1999a): *Wybrane parametry stabilności układu równowagi*, Materiały IV Ogólnopolskiej Konferencji „Biomechanika'99”, Wrocław.
- Kuczyński M. (1999b): *The effect of visual error detection system on body sway in upright stance*. In: N. Gantchev & G. Gantchev (eds.) From basic motor control to functional recovery, Academic Publishing House “Prof. Marin Drinov”, Sofia, 142-149.

- Kuczyński M. (2000b): *Regulacja pozycji pionowej człowieka: od metod oceny do mechanizmów*. Człowiek i Ruch, 2 (2), 34-44.
- Kuczyński M. (2003): *Model lepko – sprężysty w badaniach stabilności postawy człowieka*, Studia i Monografie, AWF Wrocław, ss.110.
- Kuo A.D., Zajac F.E. (1993): *A biomechanical analysis of muscle strength as limiting factor in standing posture*. J. Biomechanics, 25, 1, 137 – 150.
- Lee W.A., Deming L. (1987): *Correlation Between Age and the Size of Normalized Static Support Base While Standing*, Proceedings of the Annula Meeting of the North American Society of the Psychology of Sport and Psychical Activity, 41.
- Lord R., Menz B., Tiedemann A. (2003): *Profil fizjologiczny w ocenie ryzyka i profilaktyce upadków*. Rehabilitacja medyczna, 7, 3, 35 – 46.
- Maki B.E. (1986a): *Selection of perturbation parameters for indentification of the posture-control system*. J. Med. Biol. Eng. Comput., 24, 561-568.
- 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: 72-84.
- Malzer I., Benjuya N., Kaplanski J. (2001): *Age – Related Changes of postural control: effect of cognitive tasks*. Clinical Section, Gerontology 47;:189 – 194.
- Michalski R. (1994): *Wpływ zakłóceń wywołanych przemieszczeniem podłoża na proces utrzymywania równowagi przez człowieka stojącego w pozycji pionowej*. Materiały XII Szkoły Biomechaniki, Szklarska Poręba, Konferencje nr 21, 213-216.

- Morawski J. (1974): *Model procesów lokomocji bipeda przy wykorzystaniu zasady sterowanego wahadła odwróconego*. Politechnika Warszawska, Warszawa, 5-30.
- Murray M.P., Seireg A. A., Sepic S. B. (1975): *Normal postural stability and steadiness: Quantitative assessment*. Journal Bone Joint Surg. Nr 57a, 510-516.
- Najsarek Z. (2001): *Analiza reakcji ruchowych stojącego człowieka na narastającą w czasie i utrzymującą się zakłócającą siłę poziomą*. Człowiek i Ruch, 2 (4), 103-111.
- Nashner L.M., Woollacott M., Tuma G. (1979): *Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations of standing man*. Experimental Brain Research, 36 (3), 463-476.
- Nashner L.M. (1983): *Strategies for organization of human posture*. [w:] M. Igarashi, F.O. Black (red.), Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium, 7th Int. Soc. Posturography, Houston, Tex., 1-8.
- Nashner L., McCallum G. (1985): *The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis*. Behav. Brain. Sci., 8, 135-172.
- Ojala M. i wsp. (1989): *Posturography and the dizzy patient: a neurological study of 133 patients*, Acta Neurology Scandinavia 80, 118 – 122.
- Orzech J. (2000): *Kształtowanie siły mięśniowej w stanach patologicznych*. Monografia treningu siły mięśniowej. Sport i Rehabilitacja. Tarnów.
- Osiński W. (1994): *Socio-economic differences in body build and motor ability of children and adolescents*. Stud. In Physical Cult. And Turism, 3, 25-35.

- Panzer V.P., Bandinelli S., Hallet M. (1995): *Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging*. Arch. Phys. Med. Rehabil. 76 (2): 151-157.
- Perrin P.P., Jeandel C., Perrin C. A., Béné M. C. (1997): *Influence of Visual Control conduction, and central integration on static and dynamic balance in healthy older adults*. Gerontology, 43: 223-231.
- Prieto T.E i wsp. (1996): *Measures of postural steadiness: differences between health young and elderly adults*. IEEE Trans Biomed. Eng. 43 (9):956 – 66.
- Riach C.L., Starkes J.L. (1993): *Stability limits of quiet standing postural control in children reference*. Prog. Brain Res., 80, 113-123.
- Romero D.H., Stelmach G.E. (2003): *Changes in Postural Control with Aging and Parkinson's Disease*, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine march/april: 28-31.
- Rosławski A. (2001): *Wybrane Zagadnienia z Geriatrii*, AWF Wrocław.
- Rosławski A. (2001): *Ruch przedłuża młodość*, [w:] Lekarz radzi, radość życia, sprawność, aktywność, PZWL, Warszawa.
- 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.
- Sipko T. (1998): *Regulacja równowagi ciała w pozycji stojącej u osób z upośledzeniem narządu wzroku lub słuchu*. AWF Wrocław (praca doktorska).

- Slobounov S., Newell K. (1994a): *Postural dynamics as a function of skill level and task constraints*. Gait & Posture, vol 2, pp.85-93.
- Slobounov S., Newell K.(1994b): *Dynamics of posture in 3-and 5- year-old children as a function of task constraints*. Human Movement Science, vol. 13, pp.861-875.
- Speere R.A., Ashton – Miller J.A., Schulz A.B., Alexander N.B. (1998): *Age differences in abilities to perform tandem stand and walk tasks of graded difficulty*. Gait and Posture 7, 207 – 213.
- Starosta W. (1957a): *Doskonalenie metodyki treningu łyżwiarzy figurowych w świetle badań fizjologicznych nad analizatorem przedsionkowym*. Kultura Fizyczna, 12, 911-931.
- Starosta W. (1957b): *Badanie stałości funkcjonalnej analizatora przedsionkowego u łyżwiarzy figurowych w zwykłych warunkach treningu*. Kultura Fizyczna, 1, 21-30.
- Starosta W. (1966): *Wpływ obciążenia związanego z ruchem obrotowym ciała na wyrazistość wrażeń kinestetycznych u sportowców*. Roczniki Naukowe AWF, Warszawa, 6, 191-227.
- Starosta W. (1975): *Symetria i asymetria ruchu w sporcie*. Sport i Turystyka, Warszawa.
- Stelmach G.E., Populin L., Muller F. (1990): *Postural muscle onset and voluntary movement in the elderly*. Neuroscience Letters 117, 188-193.
- Szopa J. (1988): *Zmienność podstawowych cech somatycznych i funkcjonalnych u dorosłych mieszkańców Krakowa w przedziale wieku 19-62 lata, z uwzględnieniem zróżnicowania społeczno – zawodowego*. Materiały i prace antropologiczne, 109, 73 – 103.

- Tinetti M. E. i wsp. (1988): *Risk factor for fallus among elderly persons living in the community*, The New England Journal of Medicine, 319 (26), 1701-1707.
- Traczyk W., Trzebski A. (2000): *Fizjologia człowieka z elementami fizjologii stosowanej i klinicznej*, PZWL Warszawa.
- Winter D.A. (1995): *Human balance and posture control during standing and walking* Gait & Posture, 3, 193-214.
- Winter D.A., Patla A.E., Prince F. i wsp. (1998): *Stiffness control of balance in quiet standing*. J. Neurophysiol, 80, 1211-1221.
- Zagobelny Z., Woźniewski M. (1997): *Biomechanika kliniczna*. Część ogólna, seria D - Rehabilitacja, Wrocław.
- Zahorska Markiewicz B., Melecka – Tendery E. (2004): *Patofizjologia kliniczna dla studentów medycyny*. Seria specjalna, VOLUMED, Wrocław, 4, 447 – 466.
- Zieliński T. (1999): *Jak pokochać statystykę czyli STATISTICA do poduszki*, StatSoft Polska, Kraków.
- Żak M., Grodzicki T. (2004): *Ocena ryzyka upadków osób starszych – analiza zagrożeń na podstawie obserwacji własnych*, Fizjoterapia Polska, 4, (4), 2004, s. 391-395.
- Żakowska – Wachelko B. (2000): *Zarys medycyny geriatrycznej*. Wydawnictwo lekarskie PZWL, Warszawa.