

Spis treści

1. Wstęp	1
1.1 Cel pracy	3
1.2 Analiza istniejących rozwiązań	3
 <i>Dodatek</i>	 17
<i>A. Dodatek A</i>	19
<i>B. Dodatek B</i>	21
B.1 Wstawianie rysunków	21
B.2 Wstawianie tabel	21
<i>C. Kwestie edytorskie</i>	23

Spis rysunków

B.1 Logo Wydziału Inżynierii Biomedycznej.	22
--	----

Spis tabel

B.1 Opis nad tabelką.	22
-------------------------------	----

1. Wstęp

Światowa Organizacja Zdrowia za początek starości uważa 60. rok życia [1]. Według danych statystycznych w 2014 roku w Polsce żyło 8,5 miliona osób starszych, co stanowiło 22% ludności całego kraju [2]. Do roku 2050 seniorów będzie czterokrotnie więcej niż obecnie, będą oni stanowić ponad 20% całego społeczeństwa na świecie [3].

Już na początku XX wieku starzenie się społeczeństwa było przedmiotem zainteresowania wielu badaczy. Prawie sto lat później doszło do znacznej przemiany demograficznej na całym świecie. Jej powodem była malejąca liczba zgonów przy jednocześnie niskim wskaźniku narodzin. To zjawisko trwa nadal, a jego skutkiem jest rosnący odsetek osób starszych w społeczeństwie, w skali globalnej. Przykładem tego faktu może być zmiana oczekiwanej długości życia wśród kobiet. Między rokiem 1960 a 2005 wzrosła ona z 55 do 69 lat [4].

Rosnąca liczba seniorów wymaga zmian w wielu aspektach życia publicznego i społecznego. Zjawisko to wywiera wpływ także na medycynę i sytuację gospodarczą w skali globalnej. Istotne jest, aby poszukiwać rozwiązań zapewniających dobre samopoczucie oraz bezpieczeństwo osobom starszym w interdyscyplinarnych zespołach łączących wiedzę medyczną, socjologiczną i techniczną. Wczesna diagnoza geriatryczna oraz możliwość odróżnienia naturalnego procesu starzenia od patologicznego ma zasadnicze znaczenie. Taka wiedza może zapewnić dostęp do różnych testów, które są wykorzystywane w celu diagnozowania zaburzeń ruchowych.

Komfort życia zależy w dużym stopniu od stanu zdrowia i zdolności do samodzielnego funkcjonowania. Wraz z wiekiem organizm ludzki zmienia się i słabnie, co wpływa na funkcje układu ruchowego. Do Wielkich Problemów Geriatrycznych ustanowionych przez lekarzy anglosaskich należą m.in. zespoły otępienne, depresje, upośledzenie wzroku i słuchu oraz upadki i zaburzenia lokomocji [5]. Około 40% osób w grupie 65+ upada co najmniej raz w roku. Co więcej, w wyniku upadków po złamaniach szyjki kości udowej od 20 do 60% hospitalizowanych, starszych pacjentów wymaga pomocy w codziennych zadaniach, nawet do 2 lat od tego zdarzenia (pomimo iż wcześniej byli oni niezależni) [6].

W wielu przypadkach upadkowi można było zapobiec, pod warunkiem, że w odpowiednim czasie zostałaby wprowadzona diagnostyka zaburzeń motorycznych. W standardowych procedurach medycznych analiza równowagi opiera się jednakże na metodach klinicznych i obserwacyjnych.

Jedną z najczęściej stosowanych metod oceny równowagi w szpitalach geriatrycznych i innych instytucjach medycznych jest Skala Równowagi Berg (ang. Berg Balance Scale, BBS). Jest to zbiór 14 testów, które odzwierciedlają codzienne czynności osób starszych w sytuacjach statycznych i dynamicznych. Wykonywane zadania to mię-

dzy innymi: wstawanie i siadanie na krześle, stanie na jednej nodze, stanie z nogą wysuniętą w przód czy test obrotu o 360° . Pacjent po wykonaniu każdego elementu protokołu otrzymuje ocenę w skali od 0 do 4 punktów, gdzie 0 punktów oznacza nie-
możność samodzielnego wykonania polecenia, a 4 jego płynne wykonanie. W całości badania można uzyskać maksymalnie 56 punktów. Na podstawie tego wyniku określa się ryzyko wystąpienia upadku [7]. Wszystkie 14 testów równowagi Berg należy wykonywać pod nadzorem osoby trzeciej, której zadaniem jest zapewnienie bezpieczeństwa pacjentowi w przypadku utraty równowagi oraz dokonanie oceny testu (typowo jest to ekspert-fizjoterapeuta lub lekarz geriatra). Diagnostyka jest czasochłonna, ponieważ pełne przeprowadzenie BBS zajmuje około 30 minut.

Innymi popularnymi testami opracowanymi w celu oceny wydolności układu równowagi osób starszych są między innymi testy Tinnetiego, Indeks Mobilności Rivermead (IMR) oraz test Up&Go.

Jeden z segmentów pierwszej wymienionej metody składa się z 9 zadań ruchowych, których wykonanie punktowane jest w 3-stopniowej skali od 0 do 2. Uzyskany wynik nazywany jest wskaźnikiem mobilności Tinnetiego [8]. IMR jest to test oceny ruchowo-czynnościowej, gdzie analizie podlega przede wszystkim mobilność i lokomocja (zmiana pozycji, transfery, chód oraz chód po schodach). Sposób wykonania poszczególnych ćwiczeń oceniany jest w skali 6-stopniowej [9]. Test Time Up&Go to prosty test, który polega na pomiarze czasu, w jakim pacjent jest w stanie samodzielnie wstać z pozycji siedzącej (z krzesła), następnie przejść trzy metry, obrócić się o 180° , wrócić do krzesła i samodzielnie na nim usiąść [10]. Do oceny równowagi wykorzystywany jest także test równowagi według Bohannon. Jest to prosty pięciostopniowy test wykonywany na płaskim podłożu, w którym ocenia się możliwości utrzymania pozycji pionowej [11]. Jednak za najbardziej niezawodną metodę oceny równowagi uważa się Skalę Równowagi Berg [12]. Dodatkowo BBS jest używana nie tylko jako narzędzie diagnostyczne dla osób starszych. Jeden z testów Skali został również użyty w ocenie zaburzeń równowagi u dzieci z dziecięcym porażeniem mózgowym [13].

Prowadzone są badania nad tym, które z elementów Skali dostarczają najwięcej informacji na temat stanu pacjenta. Analiza statystyczna wykazuje, że to ostatnie cztery zadania umożliwiają rozdzielenie grup pacjentów na zdolnych do samodzielnego funkcjonowania i wymagających opieki [14]. Nie jest to zaskakujące, jako że zadania ułożone są od najprostszego (wstanie z krzesła bez pomocy) do najtrudniejszego (stanie na jednej nodze).

W niniejszej pracy skupiono się na jedenastym Teście Równowagi Berg – obrocie o 360° . W literaturze anglojęzycznej występuje on pod nazwą Turning 360 Degree Test. Test ten często jest wykorzystywany jako odrębne narzędzie oceny stabilności pacjenta i przewidywania ryzyka upadków oraz jako metoda do oceny postępów rehabilitacji. Mierzony w nim jest czas, jaki osoba badana potrzebuje na pełen obrót o 360° , przerwę oraz ponową rotację w kierunku przeciwnym do wcześniej obranego, bez utraty równowagi. Pacjent otrzymuje 4 punkty, jeżeli wykona całe badanie w czasie 4 sekund lub mniejszym. Trzy punkty przypisane są, jeśli pacjent wykona obrót w jedną stronę, bez utraty równowagi, w ciągu 4 sekund lub mniej. Dwa punkty osoba badana otrzymuje, gdy wykona bezpiecznie całe badanie w czasie dłuższym niż 4 sekundy. W przypad-

ku, gdy pacjent potrzebuje ścisłego nadzoru lub werbalizacji, otrzymuje on 1 punkt, natomiast 0 punktów świadczy o utracie równowagi.

Uzyskana ocena oparta jest na pomiarze czasu trwania zadania za pomocą stopera. W momencie wykonywania testu w obecności lekarza lub innych osób trzecich punktacja zdobyta przez pacjenta uwzględnia także niepewność pomiarową wynikającą z czasu reakcji operatora sekundomierza.

1.1 Cel pracy

Celem pracy jest opracowanie i weryfikacja metody automatycznej oceny jedenastego spośród czternastu Testów Równowagi Berg, na bazie zapisu wideo. Test ten należy do 4 ostatnich, a zarazem najtrudniejszych ćwiczeń pozwalających na ocenę geriatryczną pacjenta. Wybrany test polega na (1) jak najszybszym wykonaniu w miejscu pełnego obrotu o 360° w danym kierunku, (2) zatrzymaniu się i (3) ponownym wykonaniu obrotu w kierunku przeciwnym do wcześniej obranego (oba etapy bez utraty równowagi). Określony w instrukcji testu sposób oceny bazuje głównie na czasie jego wykonania.

1.2 Analiza istniejących rozwiązań

Analiza równowagi w oparciu o metody kliniczne oraz diagnostyczne jest rutynowo wykorzystywana w praktyce, ze względu na niskie koszty, dużą dostępność i łatwość użycia. Często zdarza się, że metody te uważa się za subiektywne, ponieważ ich dokładność może być w dużej mierze uzależniona od doświadczenia oraz umiejętności osoby badającej [15].

W pracy naukowej autorstwa badaczy z Instytutu Fizjoterapii Wydziału Medycznego Uniwersytetu Rzeszowskiego [16] zajęto się analizą przydatności wybranych skal i metod stosowanych w ocenie równowagi i sprawności fizycznej seniorów. Badania przeprowadzono na grupie 25 osób w wieku od 60 do 70 lat. Do oceny sprawności dynamicznej (funkcjonalnej) osób starszych wykorzystano Fullerton Functional Fitness Test (FFFT). Ocenia on gibkość górnej i dolnej części ciała, koordynację oraz wytrzymałość aerobową. Natomiast do oceny równowagi wybrano między innymi test Up&Go (opisany powyżej), Functional Reach Test (ósmy z czternastu Testów Równowagi Berg, test maksymalnego sięgania w przód, bez utraty równowagi) i Tandem Stance Test (analogiczny do trzynastego testu BBS, związany z pozycją równoważną *tip-top*, w którym stopa kończyny dolnej dominującej stawiana jest przed drugą w taki sposób, aby pięta jednej stopy stykała się z palcami drugiej). Ocenę równowagi statycznej zbadano przy pomocy platformy stabilometrycznej (w pozycji stania obunóż z oczami otwartymi i w pozycji stania obunóż z oczami zamkniętymi). Przeprowadzone badania wykazały, że istnieje silna zależność pomiędzy wynikiem Testu Równowagi Berg a sprawnością fizyczną wyrażoną wynikami próby badającej siłę mięśni kończyn górnych (FFFT).

W związku z powyższym uważa się, że badania te zostały przeprowadzone na zbyt małej liczbie pacjentów. Grupa docelowa powinna obejmować więcej osób, aby można było mówić o silnych korelacjach pomiędzy poszczególnymi wynikami.

W pracy badawczej Steffen oraz współautorzy [17] zajęli się badaniem zależności pomiędzy wiekiem oraz płcią a wynikami testów równowagi u osób w podeszłym wieku. Ich grupę docelową stanowiło 96 osób w wieku 61-89 lat, które wykonały cztery testy kliniczne, w tym także Testy Równowagi Berg. Współautorzy sugerują, że fizjoterapeuci oraz inni specjaliści zajmujący się analizą równowagi osób starszych powinni korelować dane uzyskane z testów BBS z danymi pacjenta takimi jak wiek oraz płeć.

W roku 1992 naukowcy, którzy opracowali BBS zajęli się także porównaniem wyników Testów Równowagi z innymi laboratoryjnymi pomiarami wad postawy ciała oraz klinicznymi miarami równowagi i mobilności [18]. Przed wykonywaniem badań grupa pacjentów przeszła proces selekcji. Osoby niezdolne do samodzielnego wstania z łóżka lub krzesła przez więcej niż 60 sekund zostały wykluczone ze względu na wymagania testów laboratoryjnych. Ostatecznie grupę badawczą stanowiło 31 seniorów z 4 różnych ośrodków opieki. Pacjenci zostali poproszeni o wykonanie Testu Up& Go oraz Podskali Równowagi Berg ocenianej za pomocną Indeks Mobilności opracowanego przez Tinetti. Testy te stanowiły część kliniczną całego doświadczenia. Na ruchomej platformie wykonywano także testy kołysania, które stanowiły badania laboratoryjne. Pozwoliły one na pomiar położenia środka ciężkości ciała człowieka podczas ruchów owej platformy na boki oraz w przód i w tył. Otrzymane wyniki wykazały, że Skala Równowagi Berg jest najbardziej skuteczną metodą oceny stabilności. Pozwala ona na rozróżnienie osób, u których występują zaburzenia motoryki. Dane te przyczyniły się do wzmocnienia rangi ważności BBS na tle innych testów stosowanych w geriatrici.

Skala Równowagi Berg jest stosowana jako narzędzie diagnostyczne nie tylko dla pacjentów geriatrycznych, ale również jako metoda oceny postępu sprawności u osób po niedokrwiennym udarze mózgu w okresie przewlekłym. Drużbicki, Kwolek i inni zajęli się badaniem chodu u osób po udarze oraz oceną zależności pomiędzy prędkością chodu a maksymalnym dystansem chodu, możliwościami lokomocyjnymi i sprawnością fizyczną osób badanych [20]. Grupę docelową stanowiło 48 chorych (35 mężczyzn i 13 kobiet) w okresie roku i więcej od momentu wystąpienia udaru niedokrwiennego mózgu. Średni wiek osób badanych wynosił 64 lata. Podczas badań oceniano prędkość chodu na dystansie 10 metrów, dystans chodu w próbie dwuminutowego marszu, równowagę w Skali Berg i Test Up&Go oraz sprawność funkcjonalną w zakresie podstawowych czynności samoobsługowych ocenianą wskaźnikiem Barthel. W badaniach tych wykazano, że istnieje istotna statystycznie zależność pomiędzy prędkościami chodu a wynikiem testów BBS. Dowiedziono także silną relację pomiędzy próbą marszową a równowagą ocenianą w skali Berg oraz testem Up&Go. Wynika z tego, że równowaga chorych po udarze jest ściśle związana z takimi czynnościami jak chodzenie, wstawanie z krzesła, zmiana kierunku obrotu (ćwiczenia te stanowią składowe Testów Równowagi Berg). W związku z powyższym zdolności utrzymania stabilności powinny być uwzględnione w procesie rehabilitacji równolegle z treningiem chodu.

Przytoczone powyżej pozycje literaturowe opisują BBS jako bardzo ważne, niezbędne narzędzie rehabilitacyjne, które także pomaga w prawidłowej diagnostyce zaburzeń

równowagi.

Kontrola stabilności fizycznej seniorów może pomóc ocenić ryzyko ich upadków oraz określić podstawowe przyczyny występowania tego typu zaburzeń. Mancini i Horak w swoim artykule dostrzegli także problem utrzymania równowagi przez osoby starsze [21]. Stwierdzili oni, że funkcjonalne narzędzia oceny równowagi klinicznej (m.in. BBS) nie zostały opracowane w celu rozróżnienia samych zaburzeń równowagi, lecz ustalenia, czy pacjent rzeczywiście posiada zaburzenia stabilności. Badacze ci uważali, że w niedalekiej przyszłości (artykuł pochodzi z 2010 roku) klinicyści będą mogli oceniać funkcjonowanie seniorów za pomocą czujników inercyjnych zakładanych na ich ciało w celu otrzymania precyzyjnej, czulej i kompleksowej oceny równowagi w warunkach klinicznych.

Autorzy wyżej wymienionego artykułu nie pomylili się. Obecnie w wielu ośrodkach badawczych podejmowane są liczne próby automatycznej oceny równowagi poprzez zastosowanie różnorodnych metod.

Mitas, Rudzki i inni opracowali system pomiarowy do codziennego monitorowania osób starszych [22]. Mobilny System Akwizycji Danych (ang. Mobile Data Acquisition Device, MDAD) to zestaw urządzeń elektronicznych, które są noszone przez pacjenta. MDAD składa się z części takich jak: czujnik bezwładności, 3-osiowy akcelerometr, 3-osiowy żyroskop, magnetometr, zintegrowane urządzenie sterujące modułami czujników (realizuje ono wstępne przetwarzanie sygnału) oraz mikrofon i pulsometr. W artykule zamieszczono także dokładne instrukcje, gdzie należy umieścić 5 czujników inercyjnych. Początkowo badania zostały przeprowadzone na mechanicznym ramieniu robota w celu sprawdzenia powtarzalności otrzymywanych wyników. Urządzenie wykonywało predefiniowane ruchy. Analizie poddane zostały tylko te sygnały, które rejestrowane były podczas ruchu w trzech kierunkach X, Y oraz Z. W drugim podejściu akwizycja danych odbywała się poprzez przymocowanie czujników do pleców pacjenta, podczas chodzenia. Testy zostały przeprowadzone na losowo wybranej grupie zdrowych osób w wieku od 26 do 38 lat. W omawianym artykule stwierdzono, że wyniki uzyskane w obu protokołach akwizycji danych wykazują wysoką korelację i są istotne statystycznie. Oznacza to, że opracowany MDAD stał się użytecznym urządzeniem do akwizycji danych o ruchu pacjenta. Jedynym zastrzeżeniem co do tego systemu może być sposób jego montowania na ciele pacjenta. W chwili powstawania artykułu czujniki były przyczepiane do osoby badanej za pomocą pasków na rzep, co mogło powodować zakłócenia w sygnale oraz dyskomfort pacjenta.

Na podstawie opisanego powyżej urządzenia powstał komputerowo wspomagany system automatycznej oceny ruchu pacjentów. Umożliwia on wsparcie i monitorowanie diagnostyki oraz rehabilitacji osób z ograniczoną mobilnością bądź niepełnosprawnością ruchową w środowisku domowym [23]. Grupę badawczą stanowiły 52 osoby (41 kobiet i 11 mężczyzn), w wieku od 62 do 91 lat. Trzydziestu pacjentów zostało sklasyfikowanych jako osoby niezależne, natomiast pozostali jako wymagający pomocy podczas ruchu. Każda z osób badanych wykonywała 7 ćwiczeń, które stanowią poszczególne testy BBS. Były to czynności takie jak: zmiana pozycji z siedzącej do stojącej, stanie bez wsparcia, zmiana pozycji ze stojącej do siedzącej, stanie bez pomocy z zamkniętymi oczami, podnoszenie przedmiotu z podłogi, obrót o 360° oraz naprzemienne kładzenie

stopę na podeście. Każde z tych ćwiczeń zostało ocenione przez eksperta w skali od 0 do 4 zgodnie ze standardem Berg. Następnie wykonano ekstrakcje określonych cech opartych na funkcji szarpania i wyrzynania, szybkiej transformacji Fouriera (STFT) oraz funkcji czasowych. Następnie dokonano redukcji wymiarowości przestrzeni cech przy użyciu wielopoziomowego liniowego dyskryminatora Fishera (FLD). Ostatnim etapem przetwarzania danych było zastosowanie wielowarstwowej sztucznej sieci neuronowej jako systemu eksperckiego do oceny równowagi.

Na podstawie analizy wyników autor artykułu stwierdził, że wyniki systemowe różnią się od wyników referencyjnych o nie więcej jak ± 1 . Nie zaobserwowano błędów z marginesem ± 3 lub więcej. Wydajność przedstawionego systemu wynosi od 75 do 94% w zależności od ćwiczenia wykonywanego przez pacjenta, co świadczy o dużej dokładności systemu.

Rudzki oraz Nawrat-Szołysik w swojej pracy zajęli się monitorowaniem dziennej aktywności ruchowej w warunkach zliżonych do domowych [24] przy użyciu takiego samego zestawu pomiarowego jak wyżej wymienione. Badania pilotażowe zostały przeprowadzone w Domu Pomocy Społecznej (DPS) w Rudzie Śląskiej. Grupę badawczą stanowiło 38 osób, w wieku od 52 do 96 lat. Pacjenci zostali podzieleni na 4 grupy pod względem miejsca poruszania się (budynek DPS-u, ogród) oraz aktywności (aktywne, poruszające się mało i poruszające się z asekuracją). Zestaw pomiarowy mierzył przyspieszenie oraz prędkość kątową, na podstawie której możliwe było wykrywanie aktywności ruchowej oraz jej dalsza analiza. Parametry analizowane na podstawie danych pomiarowych to między innymi: czas trwania aktywności dynamicznej i statycznej, liczba kroków, czas podporu i przenoszenia każdej nogi, szybkość i kadencja chodu (liczba kroków na jednostkę czasu). Autorzy uważali, że na chwilę pisania artykułu prezentowane rozwiązanie wyróżnia się względem prostych, jednoczynnikowych systemów dostępnych na rynku.

Przeprowadzone badania pozwoliły na zaobserwowanie, że większość podopiecznych Domu Pomocy Społecznej prowadzi statyczny tryb życia. Zebrane informacje mogą także ułatwić wykrycie wielu patologii. Detekcja spadku wartości kątów wychyleń oraz długości kroków i ich liczby w jednostce czasu pozwoli na wczesne sygnalizowanie ryzyka upadku. Dodatkowo, wyznaczenie wartości parametrów chodu osobno dla lewej i prawej kończyny dolnej umożliwi ocenę symetrii chodu i zwróci ewentualną uwagę na urazy bądź stany bólowe u pacjenta (często zdarza się, że pacjent je skrzętnie ukrywa przed opiekunem).

Zestaw pomiarowy, który został zaprezentowany w powyższych artykułach stanowi dodatkowe źródło wiedzy o pacjencie. Pozwala on zwrócić uwagę na parametry aktywności ruchowej, które mogą zostać pominięte podczas codziennej obserwacji podopiecznych. Zaprezentowane narzędzie jest niezwykle pomocne zarówno dla opiekunów, jak i dla fizjoterapeutów, którzy monitorują postęp rehabilitacji.

Na piątej Międzynarodowej Konferencji pt. Wszechobecne Technologie Komputerowe dla Opieki Zdrowotnej zaprezentowano system do badania upadków i mobilności ludzi w oparciu o urządzenie Smartphone [25]. Zaprojektowali oni i przetestowali dwie aplikacje, których działanie oparte jest na danych bezwładnościowych pochodzących z trójosiowego czujnika przyspieszenia wbudowanego w smartfona. Pierwszy z wymie-

nionych programów to *Fall Detection*, czyli analizator upadków w czasie rzeczywistym w populacji osób starszych, bazujący na wyżej wymienionych czujnikach. Aplikacja ta pracuje w tle i umożliwia bezproblemowe korzystanie ze smartfona. Jej interfejs został zaprojektowany w taki sposób, aby jego obsługa była jak najbardziej przyjazna osobom starszym. Na potrzeby testowania aplikacji wybrano urządzenie HTC Desire, wyposażone w akcelerometr Bosch BMA 150. Podczas badania użytkownik na swoich biodrach miał założony pas, do którego był przymocowany smartfon. Takie umiejscowienie umożliwia uzyskanie wiarygodnych danych z akcelerometru, ponieważ znajduje się on stosunkowo blisko środka masy ciała człowieka i jest on minimalnie narażony na artefakty związane z ruchem kończyn. Dodatkowo powołano się na stosowne artykuły stwierdzili, że zastosowanie pasa taliowego jest postrzegane przez osoby w podeszłym wieku jako nieinwazyjne. Istota działania samej aplikacji polega na zbieraniu danych w czasie rzeczywistym, zapewniając przy tym bezpieczne połączenie ze zdalnym serwerem (połączonym protokołem SSL), aby zapewnić dostęp do danych zarówno opiekunom, krewnym jak i samemu użytkownikowi. W momencie wykrycia upadku aplikacja generuje powiadomienie dźwiękowe przez 30 sekund. W tym czasie pacjent może nacisnąć przycisk *Stop Alert*, aby zatrzymać procedurę powiadamiania i wyłączyć alarm. W przypadku gdy tego nie zrobi (pacjent jest rzekomo nieprzytomny, bądź niezdolny do wyłączenia), system automatycznie wysyła SMS lub e-mail do osób upoważnionych (opiekuna, krewnych), aby rozpocząć procedurę pomocy. Po każdorazowym wykryciu upadku dane wysyłane są do zdalnego serwera VPN. Umożliwia to przeanalizowanie danych przez lekarza w celu uzyskania większej ilości informacji związanych z samym upadkiem (np. jego przyczynę). Grupę badawczą stanowiły trzy młode osoby, w wieku od 24 do 26 lat. Upadały one w sumie 67 razy na materac o grubości 20 cm. Autorzy przedstawili także wyniki działania aplikacji. Zarówno czułość jak i specyficzność była na poziomie 100%.

Kolejną aplikacją dedykowaną dla osób starszych jest *iTUG*, czyli system do automatycznej oceny jednego z najczęściej używanych testów klinicznych do oceny ruchliwości, mianowicie Testu Up&Go, który został omówiony we wstępie teoretycznym [25]. Podobnie jak *Fall Detection* aplikacja ta także została zaprojektowana z myślą o seniorach i bazuje na wbudowanych czujnikach akcelerometrycznych. Jej interfejs ogranicza się do dwóch przycisków – *Start* oraz *Stop*. W chwili wciśnięcia pierwszego z nich aplikacja zaczyna zbierać dane z akcelerometru i zapisywać je na karcie SD. Po zakończeniu testu pacjent zobowiązany jest do naciśnięcia przycisku *Stop*, aby zakończyć proces zbierania informacji i rozpocząć ich przetwarzanie. Parametry, jakie zostają zapisane, to między innymi całkowity czas trwania badania, czas trwania trybu stand-by, czas trwania chodu. Ta aplikacja również została zaprojektowana z myślą o umieszczeniu smartfona na pasie biodrowym ze względów analogicznych jak poprzednio. Po wykonaniu całego protokołu pomiarowego zebrane dane, jak i dane osobowe pacjenta zostają umieszczone w raporcie iTUG, a następnie przesłane (także w postaci surowej) na serwer. W chwili powstania analizowanego artykułu iTUG był na wczesnym etapie rozwoju – zaprojektowany lecz nieprzetestowany.

Odminnym podejściem wykazali się naukowcy z Włoch. Bacciu, Chessa i inni zajęli się opracowaniem systemu uczącego do automatycznej oceny zdolności utrzyma-

nia równowagi przez osoby starsze [26]. System ten opiera się na oszacowaniu oceny ze Skali Równowagi Berg na podstawie strumienia danych z czujników znajdujących się w desce równowagi Wii (Wii Balance Board). Grupę badawczą stanowiło 21 ochotników w wieku od 65 do 80 lat. Ich zadaniem było wykonywanie 3 z pośród 14 Testów Równowagi Berg na wyżej wymienionej platformie. Autorzy wybrali ćwiczenie numer 6 (stanie z zamkniętymi oczami), 7 (stanie ze złączonymi stopami) oraz 14 (stanie na jednej nodze). Wybór tych testów został uzasadniony poprzez wysoką zmienność międzygrupową w punktacji oraz większą trudność w utrzymaniu równowagi podczas badania klinicznego. Następnie twórcy systemu dokonali przepróbkowania z interpolacją liniową serii danych wejściowych odnoszących się do każdego ćwiczenia. Zabieg ten wykonano, aby uniknąć aliasingu i zniekształcenia informacji, które miały służyć jako dane uczące dla modelu rekurencyjnych sieci neuronowych.

W całym procesie oceny równowagi uwzględniono także wpływ czynników takich jak wiek, waga, wzrost, płeć oraz wiek na wyniki predykcyjne.

Autorzy przedstawiając dokładność otrzymanych wyników, uważają, że są one zadowalające i pozwalają stwierdzić, że opracowany system stanowi skuteczne narzędzie do automatycznej oceny równowagi osób starszych. Zauważono, że ów system w znacznym stopniu skraca czas wykonywania protokołu badań BBS z punktu widzenia klinicysty. Dodatkowo wykazali oni, że ćwiczenie nr 10 także można bezpiecznie wykonywać na tejże platformie. Proponowane rozwiązanie może być wykorzystywane do monitorowania ewolucji parametrów fizycznych pacjentów lub skuteczności konkretnych terapii, dostarczając użytecznych informacji zwrotnych dla lekarzy klinicystów i rehabilitantów.

Implementacją jednej z *Serious game*, czyli rzeczywistej gry, zajęli się naukowcy z Kanady. W ten sposób zaproponowano analizę Skali Równowagi Berg przy użyciu wzmocnionej podeszwy buta, która donokune pomiarów ruchu wykonywanego przez użytkownika [27]. Na chwilę pisania artykułu (rok 2012) autorzy twierdzili, że nie ma innego systemu do automatycznej oceny zdolności równowagi. W szerszym rozumieniu ćwiczenia, które autorzy definiują jako *Serious Game* są używane jako narzędzie do nauki i wysokiej klasy treningu wojskowego. Jednakże celem ich autorskiego systemu było połączenie skuteczności BBS oraz atrakcyjności *poważnej gry* w celu oceny ryzyka upadku. Wszystkie Testy Równowagi Berg są oceniane za pomocą systemu ACHILLE (ang. ACHILLE – ACHIVE Human-Computer Interface for Locomotion Enhancement). Został on opracowany przez Koreańskich naukowców w roku 2012 w celu detekcji upadków. Opiera się on na inteligentnych ubraniach – w tym przypadku bucie, a konkretnie samej wkładce.

Poważna gra składa się z dwóch elementów – części softwarowej (aplikacja na system Android) oraz hardwarowej (wspomniana wcześniej wkładka do buta). Sama gra wprowadza użytkownika w świat dziwnego muzeum. Jego zadaniem jest wykonywanie ćwiczeń (Testów Równowagi Berg) w celu zdobycia kolejnych puzzli. Po zakończeniu wizyty użytkownik otrzymuje opcjonalne zadanie do ukończenia układanki. Autorzy uzasadniają, że wybrali oni scenariusz wizyty w muzeum, ponieważ zawiera on wiele ciekawych, a zarazem przyjemnych czynników, takich jak eksploracja i rozwiązywanie zagadek, a zarazem oferuje wiele możliwości dostosowania testów BBS. Dodatkowo poprzez podział ćwiczeń na kilka etapów aplikacja umożliwia analizę umiejętności użyt-

kownika.

W testowaniu *Serious game* brało udział 9 mężczyzn, głównie studentów Uniwersytetu Quebec w Chicoutimi. Dla każdego z nich został stworzony osobny profil użytkownika. W aplikacji zaimplementowana została metoda, która analizuje wynik każdego etapu ćwiczenia osobno. Umożliwia to użytkownikowi pozyskanie informacji o poprawności wykonania danego testu BBS. Jako wyniki badań autorzy omawianego artykułu przedstawili liczne zależności pomiędzy wszystkimi badanymi podczas wykonywania poszczególnych ćwiczeń (odchylenie standardowe bądź średnia odczytów). Dodatkowo zaprezentowali także wynik globalny, który zbiera dane ze wszystkich ćwiczeń jakie dany użytkownik ukończył. Całość przechowywana jest w bazie danych ze znacznikiem czasu, który pomaga śledzić postępy w procesie diagnostycznym bądź też terapeutycznym.

Powyższa aplikacja jest obiecująca, jednakże wymaga ona większej liczby testów, aby można było stwierdzić czy daje ona obiektywną ocenę równowagi.

Próby automatycznej oceny Skali Równowagi Berg dokonali także naukowcy Badura i Piętka. Stworzyli oni system (ABBSAS ang. Automatic Berg Balance Scale Assessment System) bazujący na danych pochodzących z czujników akcelerometrycznych wykorzystanych także przez Rudzkiego, Mitasa i innych [28]. Grupę badawczą stanowiło 64 pacjentów (51 kobiet oraz 13 mężczyzn) Szpitala Geriatrycznego w Katowicach, w wieku od 61 do 91. Ich średnia ocena geriatryczna według BBS, wyznaczona przez fizjoterapeutów, wynosiła 43,2 pkt. Pacjenci zostali zakwalifikowani do różnych grup pod względem zdolności motorycznych (hospitalizowani długo oraz żyjący niezależnie). Proces akwizycji danych odbywał się pod nadzorem lekarza i fizjoterapeuty. Na ciele pacjenta umieszczonych zostało 5 czujników: na kostkach, biodrach oraz na plecach. Każdy z zamocowanych akcelerometrów generował dwa trójosiowe sygnały. Pierwszym z nich było przyspieszenie $a(t)$ znormalizowane w odniesieniu do przyspieszenia grawitacyjnego g_i , natomiast drugim prędkość kątowna $\omega(t)$. Kolejnym istotnym etapem przetwarzania w ABBSAS była ekstrakcja cech za pomocą Szybkiej Transformaty Fouriera. Poprzez zastosowanie tej metody autorzy artykułu wydzielili duży zestaw cech. Należą do nich między innymi znormalizowana energia w zakresie średnich częstotliwości, znormalizowaną energię gradientową w wybranych kanałach częstotliwości. Na podstawie tych danych autorzy dokonali wstępnego przetwarzania i wyodrębnienia funkcji celu. Kolejno stworzyli oni duży wektor cech, który został przekazany do 14 klasyfikatorów o takiej samej strukturze, ale zaprojektowanych osobno dla każdego ćwiczenia BBS. Podczas procesu uczenia klasyfikatora wektor cech wybierany jest za pomocą wielopoziomowej analizy Fishera (FLD) z wykorzystaniem eksperckich ocen jako danych uczących.

Wyniki jakie zaprezentowano w omawianym artykule obrazują stosunkowo niewielką różnicę błędu maksymalnego (różnica pomiędzy wartością otrzymaną z ABBSAS a oceną ekspercką). Nie przekracza on 4 punktów w każdej części Testów Równowagi Berg. Otrzymane błędy pomiędzy oceną fizjoterapeuty a opracowanego systemu nie wynoszą więcej niż 4 punkty, co jest wynikiem obiecującym.

Innym podejściem do próby oceny Testu Równowagi Berg jest analiza bazująca na zapisie wideo.

W roku 2008 Allin, Beach i inni opracowali system do dokonywania istotnych klinicznie i ilościowo pomiarów postawy ciała za pomocą nieskalibrowanej kamery wideo oraz platformy densometrycznej [29]. Ich celem było sprawdzenie, czy pojedyncza kamera ustawiona w centrum uwagi jest w stanie wychwycić istotne z punktu widzenia klinicysty zaburzenia równowagi osób starszych.

Grupe docelową przeprowadzanego doświadczenia stanowiło 5 osób starszych, z pewną historią upadków. Całe badanie obejmowało dwie cotygodniowe godzinne sesje ćwiczeń zawierające zarówno testy siłowe, wytrzymałościowe, jak i równowagi funkcjonalnej prowadzone pod nadzorem fizjoterapeuty. Ćwiczenia te zostały wybrane na podstawie wielu danych klinicznych pochodzących ze Skali Równowagi Berg. Średni wiek pacjentów wynosił 83 lata. Autorzy omawianego artykułu ustalili pewien protokół pomiarowy. Obejmował on rejestrację kamerą wideo pacjenta podczas wykonywania ćwiczeń równowagowych ocenianych w sposób subiektywny przez fizjoterapeutę. Do każdego ćwiczenia zastosowano ocenę w Skali Równowagi Berg, zgodną z wymaganiami opisanymi we wstępie teoretycznym. Dodatkowo kamera była umieszczona w odległości około 10 metrów od osoby badanej. Była to wielkość zmienna, zależna od rodzaju wykonywanego ćwiczenia.

Aby śledzić ruch postury ciała osoby badanej opracowano moduł do śledzenia szablonów - śledzenia położenia głowy i stóp. Następnie dokonano śledzenia szablonów za pomocą maksymalizacji znormalizowanej korelacji pomiędzy intensywnością w docelowym, oryginalnym szablonie a kolejnymi analogicznymi obszarami na następnych obrazach. W prezentowanym systemie szablon dla głowy miał wymiar 60 na 60 pikseli, natomiast stóp 40 na 40 pikseli. Szablony te zostawały za każdym razem inicjowane ręcznie na pierwszej klatce analizowanego filmu.

Przed obliczeniem statystyk wszystkie przesunięcia głowy i stóp zostały znormalizowane, dzieląc je przez średnią szerokość między stopami badanych. Aby sparametryzować przesunięcie głowy, ścieżki przemieszczeń zostały wyśrodkowane i obliczono zarówno odchylenie standardowe, jak i bezwzględny zakres przesunięcia w płaszczyźnie bocznej. Autorzy uważają, że ich doświadczenie jedynie potwierdziło powszechnie znaną tezę o Skali Równowagi Berg, jako o niezawodnym narzędziu do oceny równowagi. Otrzymane w tym artykule wyniki wskazują, że narzędzia takie mogą być używane do wykonania niektórych analiz posturalnych, które są zgodne z ocenami klinicznymi wydawanymi przez fizjoterapeutów czy lekarzy klinicystów.

Dużą innowacyjnością wykazali się naukowcy z Politechniki Śląskiej. Opracowali oni w pełni automatyczne systemy do oceny równowagi dla trzech z spośród czternastu Testów Równowagi Berg. Pierwszy z nich, autorstwa Kawy, Stępień i innych odnosi się do autooceny ostatniego, najtrudniejszego ćwiczenia BBS – testu stania na jednej nodze [30]. Wynik tego badania zależy od zdolności podniesienia nogi oraz czasu spędzonego z podniesioną nogą dlatego autorzy artykułu jako główne cele obrali niezawodne wykrycie unoszenia jednej kończyny dolnej oraz obliczenie czasu, w której osoba badana może pozostać w wymaganej pozycji. Doświadczenie to zostało przeprowadzone na dwóch różnych grupach wiekowych. Pierwszą z nich stanowiło 16 zdrowych, młodych osób (12 kobiet oraz 4 mężczyzn, średni wiek 20 lat). Drugą grupę stanowiło 50 pacjentów Szpitala Geriatrycznego, których średni wiek wynosił około 79 lat. Stanowi-

li oni grupę docelową. Obie grupy proszone były o wykonanie tego samego zadania - stania jak najdłużej na jednej nodze bez utraty równowagi.

Cały protokół pomiarowy przygotowano bardzo dokładnie. Zadbano o bezpieczeństwo pacjenta poprzez zastosowanie specjalnej nieruchomej platformy wyposażonej w poręcze. Akwizycja danych odbywała się rejestrację filmów przy użyciu kamery wysokiej rozdzielczości umieszczonej na wprost pacjenta, na nieruchomym statywie.

Metodologia działania całego algorytmu wydaje się być interesująca. W pierwszej kolejności autorzy podzielili film na klatki i przekonwertowali je na skalę szarości z wyrównaniem histogramu. Następnie użyto detektorów twarzy Haara i detektora Aggregate Channel Features, który używany jest do wykrywania osób odwróconych bokiem. Kolejno zajęto się detekcją balustrad, aby ograniczyć przetwarzanie w poziomie. Zastosowanie filtru Kanade-Lucas-Tomasi umożliwiło śledzenie punktów na kończynie dolnej. Najlepsze wyniki wykorzystano do oszacowania trajektorii lewej i prawej nogi osobno, które następnie posłużyły do znalezienia maksymalnego czasu podniesienia jednej nogi i na tej podstawie oceny zadania.

Wyniki jakie zaprezentowano w omawianym artykule są obiecujące pod względem automatycznej oceny czternastego testu BBS. Autorzy wykazali, że opracowany algorytm zapewnia prawidłowe wyniki zarówno dla długich jak i szybkich uniesień nogi. W grupie osób zdrowych każdorazowe podniesienie nogi wykryto w 100% przypadków, natomiast dla pacjentów chorych w 99%. Całkowita bezwzględna różnica pomiędzy czasem określonym przez specjalistę, a tym obliczonym przez system wynosiła $0,46 \pm 0,85$ s, co jest zadowalającym wynikiem.

W roku 2016 grupa młodych badaczy zajęła się próbą automatyzacji ósmego Testu Równowagi Berg, w literaturze anglojęzycznej znanego pod nazwą The Functional Reach Test (FRT) [31]. Ćwiczenie to polega na maksymalnym wychyleniu się w przód osoby badanej, z wyprostowanymi rękoma, bez utraty równowagi. Ocena FRT odbywała się na podstawie analizy zapisu wideo. Filmy nagrywane były przy użyciu kamery niskiej rozdzielczości umiejscowionej na stojaku w celu lepszej stabilizacji obrazu. Pacjent podczas akwizycji danych stał prostopadle do toru wizyjnego. Na lewy nadgarstek miał założony pasek rzepowy ze znacznikiem – czerwonym okręgiem o średnicy 3 cm. Cały protokół pomiarowy wykonywany był w dwóch różnych warunkach. Początkowo z odległości 2 metrów, a następnie z 3 metrów. Grupę badawczą stanowiło 5 osób (dwie osoby w wieku 44 lat, oraz 3 w wieku 22 lat). Na grupie młodszej wykonano także badania. Sprawdzano jak zmiana kąta ustawienia kamery wpływa na dokładność wyników (kąt kamera- pacjent został zmieniony o 30°). Autorzy tego artykułu zastosowali dość prosty algorytm. Po podziale filmu na klatki, a następnie ekstrakcji z każdej z nich kanałów RGB oraz HSV następowało poszukiwanie na kolejnych obrazach okręgu o średnicy większej niż 10 pikseli, ale mniejszej niż 40 pikseli. Znajdowano początkowe położenie oraz maksymalne wychylenie i na tej podstawie obliczano punktowaną zgodnie ze Skalą Berg odległość. Wyniki jakie otrzymano obrazują, że algorytm działała najdokładniej dla odległości 3 metrów pomiędzy pacjentem, a kamerą oraz kątem 90° pomiędzy nimi. Średni błąd wynoszący około 0,56 cm będący różnicą pomiędzy rzeczywistym wychyleniem (wyrażonym w cm), a tym obliczonym przez algorytm jest wynikiem zadowalającym. Jednakże opracowany algorytm powinien zostać przetesto-

wany na grupie docelowej, ponieważ młode osoby nie są w stanie w 100% przewidzieć zachowań seniorów, które mogą generować błędy systemu.

Dotychczas znane źródła literaturowe przedstawiają jedną próbę w całości automatycznej oceny jedenastego Testu Równowagi Berg, który jest przedmiotem niniejszej pracy. Dokonali tego również naukowcy z Politechniki Śląskiej [32]. Opracowany system bazuje również na zapisie wideo za pomocą kamery niskiej rozdzielczości, umiejscowionej na statywie. Grupę badawczą stanowiła w tym przypadku jedna osoba, która wykonała trzydziestokrotnie obrót o 360^0 , w różnym tempie (po 10 prób bardzo wolno, wolno oraz szybko). Obrót następował przez prawe ramie, bez utraty równowagi. Każdorazowo czas ćwiczenia był mierzony także przy pomocy stopera, w celu sprawdzenia dokładności opracowanego algorytmu. Kolejne kroki algorytmu opierały się na podziale filmu na klatki, następnie na każdym obrazie była detekowana twarz. W kolejnym kroku przeanalizowano region, gdzie twarz znajdowała się najczęściej, co pozwoliło na wykluczenie artefaktów związanych z nieprawidłowościami wykrywania danego rejonu ciała. Oby analizować obrót autorzy systemu zastosowali metodę Kanade-Lucas-Tomasi, która pozwalała na śledzenie położenia punktów w kolejnych klatkach analizowanego nagrania. W zależności od tempa obrotu osoby badanej ustalono próg Δ , który warunkował minimalną różnicę odległości położenia odpowiadających sobie punktów między klatkami. Różnica w czasie między ostatnim i pierwszym ruchem markera pozwoliła autorom na oszacowanie czasu trwania obrotu.

W podsumowaniu autorzy zaznaczyli, że uzyskana dokładność jest wystarczająca do potrzeb oceny równowagi zgodnie z kryteriami ćwiczenia testu Berg. Całość badania wykonywana jest bez użycia markerów, a opracowany algorytm nie wymaga kalibracji. W praktyce oznacza to znaczne uproszczenie całego procesu postępowania podczas oceny geriatrycznej.

Ci sami naukowcy kilka miesięcy później przedstawili działanie swojego algorytmu na grupie docelowej eliminując z niego próg Δ [33]. Grupę docelową w tym badaniu stanowiły 4 kobiety, których średni wiek wynosił 75 lat. Były to pacjentki Domu Pomocy Społecznej im. Świętej Elżbiety w Rudzie Śląskiej. W tym protokole również wykorzystano pomiar czasu za pomocą stopera jako punktu odniesienia. W artykule tym także przedstawiono zadowalające wyniki. Średni błąd pomiaru czasu przez algorytm wyniósł 0,3 sekundy. Wartość ta nie koliduje z kryteriami zawartymi w Skali Równowagi Berg. Jednakże nawet sami autorzy uznali, że liczba badanych osób jest zbyt małą aby można było mówić o grupie docelowej. Należy także zweryfikować podejście i kontynuować badania, aby uzyskać istotne statystycznie wyniki.

Bibliografia

- [1] World Health Organization. Ageing, & Life Course Unit 2008
- [2] Przybyłka, A. (2017). Starzenie się ludności w Polsce jako wyzwanie dla systemu ochrony zdrowia. *Studia Ekonomiczne*, 309, 179-190.
- [3] Kovner, C. T., Mezey, M., & Harrington, C. (2002). Who cares for older adults? Workforce implications of an aging society. *Health affairs*, 21(5), 78-89.
- [4] Bloom, D.E., Canning, D., & Fink, G. (2010). Population aging and economic growth. *Globalization and Growth*, 29, 583-612.
- [5] Malka, A., Palczewska, A., Kozikowska, B., & Szwarc-Woźniak, J. (2013). Wielkie problemy geriatryczne. *Seria*, 57.
- [6] Kłak, A., Raciborski, F., Targowski, T., Rządziejewicz, P., Bousquet, J., & Samoliński, B. (2017). A growing problem of falls in the aging population: A case study on Poland–2015–2050 forecast. *European geriatric medicine*, 8(2), 105-110.
- [7] Berg, K. O., Wood-Dauphinee, S. L., Williams, J. I., & Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Canadian journal of public health= Revue canadienne de sante publique*, 83, S7-11.
- [8] Tinetti, M. E., Williams, T. F., & Mayewski, R. (1986). Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *The American journal of medicine*, 80(3), 429-434.
- [9] Collen, F. M., Wade, D. T., Robb, G. F., & Bradshaw, C. M. (1991). The Rivermead mobility index: a further development of the Rivermead motor assessment. *International disability studies*, 13(2), 50-54.
- [10] Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed “Up&Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American geriatrics Society*, 39(2), 142-148.
- [11] Charalambous, C. P. (2014). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. In *Classic Papers in Orthopaedics* (pp. 415-417). Springer, London.

-
- [12] Newstead, A. H., Hinman, M. R., & Tomberlin, J. A. (2005). Reliability of the Berg Balance Scale and balance master limits of stability tests for individuals with brain injury. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 29(1), 18-23
- [13] Kembhavi, G., Darrah, J., Magill-Evans, J., & Loomis, J. (2002). Using the berg balance scale to distinguish balance abilities in children with cerebral palsy. *Pediatric physical therapy*, 14(2), 92-99.
- [14] Kornetti, D. L., Fritz, S. L., Chiu, Y. P., Light, K. E., & Velozo, C. A. (2004). Rating scale analysis of the Berg balance scale1. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(7), 1128-1135.
- [15] Gervais, T., Burling, N., Krull, J., Lugg, C., Lung, M., Straus, S., ... & Sibley, K. M. (2014). Understanding approaches to balance assessment in physical therapy practice for elderly inpatients of a rehabilitation hospital. *Physiotherapy Canada*, 66(1), 6-14.
- [16] Ćwirlej-Sozańska, A., Wilmowska-Pietruszyńska, A., Guzik, A., Wiśniowska, A., & Drużbicki, M. (2015). Ocena przydatności wybranych skal i metod stosowanych w ocenie równowagi i sprawności fizycznej seniorów–badanie pilotażowe.
- [17] Steffen, T. M., Hacker, T. A., & Mollinger, L. (2002). Age-and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and gait speeds. *Physical therapy*, 82(2), 128-137.
- [18] Berg, K. O., Maki, B. E., Williams, J. I., Holliday, P. J., & Wood-Dauphinee, S. L. (1992). Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 73(11), 1073-1080.
- [19] Tinetti, M.E. (1986). Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc* 34, 119- 26.
- [20] Drużbicki, M., Kwolek, A., Przysada, G., Pop, T., & Depa, A. (2010). Ocena funkcji chodu chorych z niedowładem połowicznym po udarze mózgu w okresie przewlekłym. *Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego*, 2, 145-151.
- [21] Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 46(2), 239.
- [22] Mitas, A. W., Rudzki, M., Wieclawek, W., Zarychta, P., & Piwowski, S. (2014). Wearable system for activity monitoring of the elderly. In *Information Technologies in Biomedicine, Volume 4* (pp. 147-160). Springer, Cham.
- [23] Badura, P. (2015). Accelerometric signals in automatic balance assessment. *Computerized medical imaging and graphics*, 46, 169-177.

- [24] Rudzki, M., & Nawrat-Szołtysik, A. (2016). Monitoring parametrów chodu osób w podeszłym wieku wsparciem dla ich opiekunów i fizjoterapeutów. *Acta Bio-Optica et Informatica Medica. Inżynieria Biomedyczna*, 22(4).
- [25] Tacconi, C., Mellone, S., & Chiari, L. (2011, May). Smartphone-based applications for investigating falls and mobility. In *Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, 2011 5th International Conference on (pp. 258-261). IEEE.
- [26] Bacciu, D., Chessa, S., Gallicchio, C., Micheli, A., Pedrelli, L., Ferro, E., ... & Parodi, O. (2017). A learning system for automatic Berg Balance Scale score estimation. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 66, 60-74.
- [27] Brassard, S., Otis, M. J. D., Poirier, A., & Menelas, B. A. J. (2012, November). Towards an automatic version of the berg balance scale test through a serious game. In *Proceedings of the Second ACM Workshop on Mobile Systems, Applications, and Services for Healthcare* (p. 5). ACM.
- [28] Badura, P., & Pietka, E. (2016). Automatic Berg Balance Scale assessment system based on accelerometric signals. *Biomedical Signal Processing and Control*, 24, 114-119.
- [29] Allin, S. J., Beach, C., Mitz, A., & Mihailidis, A. (2008, August). Video based analysis of standing balance in a community center. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 4531-4534). IEEE.
- [30] Kawa, J., Stępień, P., Kapko, W., Niedziela, A., & Derejczyk, J. (2017). Leg movement tracking in automatic video-based one-leg stance evaluation. *Computerized Medical Imaging and Graphics*.
- [31] Romaniszyn, P., Buchalik, A., Bilut, B., & Stępień, P. (2016). Automatic Distance Calculation In The Functional Reach Test. *Advancement In Biosciences*: 7-12
- [32] Stępień, P., Romaniszyn, P., & Buchalik, A. (2017). Automatyczny pomiar czasu w Teście Obrotu o 360°. *Badania i Rozwój Młodych Naukowców w Polsce. Nauki medyczne i nauki o zdrowiu. Część IV*: 98-104
- [33] Romaniszyn, P., Stępień, P., & Buchalik, A. Automatic Evaluation Of The 360 Degrees Turn Test. (2017). 15th Students' Science Conference. FULL PAPERS: 267-272

Dodatek

A. Dodatek A

W dodatku umieszczamy opis ewentualnych znanych algorytmów, z których korzystamy proponując własną metodologię, opisaną w rozdziale `??`. Wykaz pozycji literaturowych tworzymy w oddzielnym pliku `Praca.bib`. Chcąc się odwołać w tekście do wybranej pozycji bibliograficznej korzystamy z komendy `cite`. Efekt jej użycia dla kilku pozycji jednocześnie to `[?, ?, ?]`.

B. Dodatek B

Podstawowe kwestie techniczne dotyczące wzorów, rysunków, tabel poniżej.

Wzory tworzymy w środowisku `equation`. Chcąc odwołać się do wybranego wzoru gdzieś w tekście należy nadać mu stosowną, niepowtarzalną i jednoznaczną etykietę, po ty by móc np. napisać zdanie: ze wzoru [B.1](#) wynika ...

$$c = a + b \tag{B.1}$$

Wzory złożone, charakteryzujące się przypisaniem wartości zmiennej w pewnych okolicznościach tworzymy przy użyciu otoczenia `eqnarray`. Odwołanie do wzoru jak wcześniej.

$$BW = \begin{cases} 1, & I(x, y) \geq T \\ 0, & I(x, y) < T \end{cases}, \tag{B.2}$$

Numerację równań można tymczasowo (w danej linii) wyłączyć poprzez użycie `\nonumber`

$$\begin{aligned} a_i &= a_{i-1} + a_{i-2} \\ &\quad + a_{i-3} \end{aligned} \tag{B.3}$$

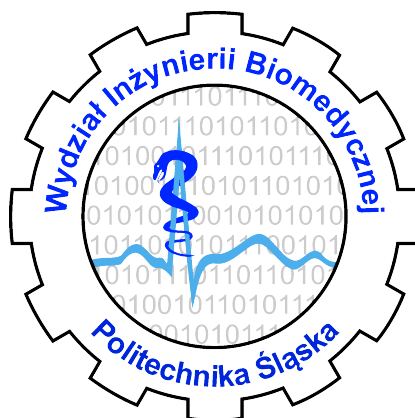
B.1 Wstawianie rysunków

Rysunki umieszczamy w otoczeniu `figure`, centrując je w poziomie komendą `centering`. Rozmiary rysunku ustalamy w komendzie `includegraphics` dobierając wielkość względem rozmiaru strony lub bezwzględnie np. w cm. Ponadto najpierw zapowiadamy pojawienie się rysunku w tekście (czyli np. Na rysunku (Rys [B.1](#)) pracy, a dopiero później wstawiamy sam rysunek. Dodatkowo sterować możemy umiejscowieniem rysunku na stronie dzięki parametrom `[\!h\!tb]` określającym miejsce. Odpowiednio są to: `here`, `top`, `bottom`.

Dołączając rysunki nie trzeba podawać rozszerzenia (wręcz jest to odradzane). Jeśli rysunki znajdują się w katalogu *rysunki*, nie trzeba również podawać ścieżki do nich.

B.2 Wstawianie tabel

Analogicznie postępujemy z tabelkami, z tą różnicą że tworzymy ją w otoczeniu `table`. W nim natomiast samą tabelę definiujemy albo w środowisku `tabular`, albo `tabularx`. Podobnie z odwołaniami w tekście: najpierw odwołanie w Tab. [B.1](#), a dopiero później sama tabela.



Rys. B.1: Logo Wydziału Inżynierii Biomedycznej.

Tab. B.1: Opis nad tabelką.

Kolumna 1	Kolumna 2	Kolumna 3	Kolumna 4
Wiersz 1			
Wiersz 2			
Wiersz 3			

C. Kwestie edytorskie

Zbiór zasad pomocnych przy redagowaniu tekstu pracy wystarczająco szczegółowo przedstawia książka [?].

Uwaga! Pisząc pracę należy zwrócić uwagę na następujące kwestie:

1. Prace piszemy w formie bezosobowej.
2. Unikamy określeń potocznych, spolszczeń funkcjonujących codziennej mowie itp.
3. Posługując się znanymi nam (a nie czytelnikowi) hasłami (również skrótami, akronimami) najpierw je definiujemy i tłumaczymy, a dopiero później traktujemy za znane.
4. Podpisy pod rysunkami lub nad tabelami traktujemy jak zdania, a więc powinny stanowić spójną całość oraz powinny zostać zakończone kropką.
5. Podobnie wypunktowania (po dwukropku kolejne punkty pisane małymi literami, oddzielane przecinkami, ostatni zakończony kropką o ile kończy zdanie).
6. Do każdego rysunku, tabeli, pozycji bibliograficznej musi istnieć odwołanie w tekście pracy, przy czym do pierwszych dwóch musi się ono pojawić zanim umieścimy rysunek/tabele.