

Załącznik 2

Autoreferat przedstawiający opis dorobku i osiągnięć naukowych w języku polskim

Dr inż. Jacek Jurkojć

1. IMIĘ I NAZWISKO

Jacek Jurkojć

2. POSIADANE DYPLOMY I STOPNIE NAUKOWE

Uzyskany stopień: **Magister inżynier**

Politechnika Śląska, Wydział Mechaniczny Technologiczny

Kierunek: Automatyka i Robotyka

Specjalność: Komputerowo zintegrowane systemy wytwarzania

Tytuł pracy magisterskiej: Modelowanie systemów wytwórczych

Promotor: dr inż. Bożena Skołod

Data obrony: 18.06.1998

Uzyskany stopień: **Doktor nauk technicznych**

Politechnika Śląska, Wydział Mechaniczny Technologiczny

Dyscyplina naukowa: Mechanika

Tytuł rozprawy doktorskiej: Modelowanie stanu obciążenia stawu kolanowego człowieka w różnych fazach ruchu

Promotor: prof. dr hab. inż. Dagmara Tejszerska, Politechnika Śląska

Recenzent zewnętrzny: prof. dr hab. inż. Józef Kubik, Uniwersytet Kazimierza Wielkiego w Bydgoszczy

Recenzent wewnętrzny: dr hab. inż. Arkadiusz Mężyk, Politechnika Śląska

Data obrony: 19.12.2003.

Data nadania przez Radę Wydziału Mechanicznego Technologicznego: 22.12.2003

3. INFORMACJE O DOTYCHCZASOWYM ZATRUDNIENIU W JEDNOSTKACH NAUKOWYCH

01.09.1998 – 21.12.2003 asystent w Katedrze Mechaniki Stosowanej na Wydziale Mechanicznym Technologicznym Politechniki Śląskiej

22.12.2003 – 30.09.2011 adiunkt w Katedrze Mechaniki Stosowanej na Wydziale Mechanicznym Technologicznym Politechniki Śląskiej

01.10.2011 – nadal adiunkt w Katedrze Biomechatroniki na Wydziale Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej

4. WSKAZANIE OSIĄGNIĘCIA NAUKOWEGO STANOWIĄCEGO DZIEŁO OPUBLIKOWANE W CAŁOŚCI

Moim osiągnięciem naukowym w rozumieniu art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki (Dz.U. 2016 r. poz. 882 ze zm. w Dz. U. z 2016 r. poz. 1311.) jest autorska monografia habilitacyjna:

Jacek Jurkojć:

Badania zdolności utrzymywania równowagi ciała przez człowieka w środowisku rzeczywistym i wirtualnym

Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2018, ISBN 978-83-7880-555-7

Recenzenci:

dr hab. inż. Jerzy Małachowski, profesor nadzwyczajny w Wojskowej Akademii Technicznej w Warszawie

prof. dr hab. Grzegorz Juras, profesor zwyczajny w Akademii Wychowania Fizycznego imienia Jerzego Kukuczki w Katowicach

Istotny wkład pracy habilitacyjnej do nauki w obszarze dyscypliny naukowej „**Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna**” związany jest z:

- opracowaniem metodyki prowadzenia badań zdolności utrzymywania równowagi ciała w środowisku rzeczywistym i wirtualnym, możliwej do wykorzystania w większości placówek medycznych,
- opracowaniem metody praktycznego wykorzystania analiz w dziedzinie częstotliwości do badań zdolności utrzymywania równowagi ciała przez człowieka z możliwością wykorzystania w diagnostyce medycznej,
- opracowaniem metody określania zmian wpływu wirtualnych zaburzeń na utrzymywanie równowagi ciała przez człowieka na podstawie przebiegów FFT i STFT,
- opracowaniem współczynnika zaburzeń równowagi umożliwiającego ilościową analizę wpływu zaburzeń wirtualnych na utrzymywanie równowagi ciała przez człowieka w oparciu o wielkości wyznaczone w dziedzinie częstotliwości, stanowiącą uzupełnienie i wyjaśnienie wyników analiz prowadzonych w dziedzinie czasu,
- opracowaniem metody wykorzystania współczynnika zaburzeń równowagi do analizy zmian wpływu wirtualnych zaburzeń na utrzymywanie równowagi ciała w czasie,
- ustaleniem zależności pomiędzy wybranymi parametrami zaburzeń generowanych w postaci oscylującej wirtualnej scenerii a utrzymywaniem równowagi ciała przez



człowieka w oparciu o analizy prowadzone zarówno w dziedzinie czasu jak i częstotliwości.

Zdolność utrzymywania równowagi ciała przez człowieka stanowi jedną z fundamentalnych umiejętności umożliwiających prowadzenie aktywnego stylu życia związanego z poruszaniem się i wykonywaniem większości czynności dnia codziennego. Zaburzenia równowagi mogą być przyczyną upadków, strachu przed chodzeniem lub nawet prowadzić do całkowitego unieruchomienia człowieka. Przyczyną utraty umiejętności prawidłowego utrzymywania równowagi ciała mogą być między innymi choroby o podłożu neurologicznym, takie jak: stwardnienie rozsiane, udar mózgu, choroba Parkinsona, dziecięce porażenie mózgowe; przebyte urazy, choroby i operacje układu ruchu, otyłość, a także podeszły wiek. Ciągły wzrost liczby osób, u których konieczna jest diagnostyka i rehabilitacja zdolności utrzymywania równowagi wpływa, między innymi, na coraz szybszy rozwój metod oceny i leczenia tej umiejętności. Aktualnie stosowane metody diagnostyczne zaburzeń równowagi można podzielić na testy jakościowe i ilościowe. Testy jakościowe najczęściej polegają na stwierdzeniu istnienia jakiegoś czynnika (na przykład występowania zaburzeń równowagi, problemów z poruszaniem się itd.) lub jego braku oraz próbie opisanie nasilenia tego czynnika przy wykorzystaniu zamkniętej skali. Zaletą tych metod jest ich prostota i szybkość wykonania, jednak posiadają one dużą wadę – są zwykle prowadzone w oparciu o subiektywną ocenę lekarza, fizjoterapeuty bądź samego pacjenta. Testy ilościowe pozwalają opisać analizowane czynniki przy wykorzystaniu mierzalnych wyników pomiarów, co zdecydowanie wpływa na zwiększenie obiektywizmu tak prowadzonych analiz.

W warunkach klinicznych testy ilościowe zdolności utrzymywania równowagi najczęściej wykonywane są za pomocą platform pomiarowych umożliwiających określenie współrzędnych środka nacisku stóp na podłoże (COP – z *ang.* *centre of pressure*). Pomiar można prowadzić, zgodnie z nomenklaturą stosowaną w tego typu badaniach, w warunkach:

- statycznych – osoba badana stoi na nieruchomej powierzchni i ma za zadanie nie poruszać się
- dynamicznych – osoba badana ma za zadanie wykonywanie określonych ruchów, podłoże, na którym stoi wykonuje ruchy lub otoczenie wprawiane jest w ruch.

Wykorzystanie zaburzeń zewnętrznych realizowanych w sposób, który sprawia, że do poszczególnych zmysłów docierają sprzeczne informacje (na przykład poruszające się otoczenie przy nieruchomym podłożu) znacznie poszerza możliwości diagnostyczne, a badanie takie nosi nazwę badania w warunkach konfliktu bodźców sensorycznych. Umożliwia to, między innymi, selektywną analizę funkcjonowania poszczególnych zmysłów odpowiedzialnych za utrzymanie równowagi lub stwierdzenie istniejących zaburzeń równowagi, które nie objawiają się podczas standardowych pomiarów wykonywanych przy oczach otwartych i zamkniętych. Jedną z metod umożliwiających prowadzenie takich

pomiarów jest zastosowanie technologii wirtualnej rzeczywistości. W zależności od wykorzystanych urządzeń, badanej osobie prezentowane są obrazy na monitorze lub, w przypadku bardziej zaawansowanych metod, jest ona zanurzona w trójwymiarowym świecie wirtualnym. Wprawienie wyświetlanych obrazów w ruch, przy równoczesnym zachowaniu nieruchomego podłoża wywołuje konflikt informacji docierających do poszczególnych zmysłów.

Implementacja tak prowadzonych pomiarów do diagnostyki medycznej wymaga jednak wielu badań pozwalających, między innymi, na stwierdzenie jak zastosowana metoda wpływa na osoby zdrowe i chore, jakie parametry zaburzeń należy wykorzystać oraz w jaki sposób interpretować otrzymane wyniki pomiarów. Prace związane z wpływem poruszającego się otoczenia przy zachowaniu nieruchomego podłoża prowadzone są już od lat. Przed rozwojem metod komputerowych były to, między innymi, poruszające się, rzeczywiste ściany. Zastosowanie komputerów umożliwiło prezentację ruchomej scenerii na ekranach monitorów lub przy wykorzystaniu projektorów. Jednak dopiero wykorzystanie urządzeń typu CAVE 3D lub gogle HMD (z ang. *Head Mounted Display*) umożliwiło całkowite odseparowanie badanej osoby od świata rzeczywistego i zanurzenie jej w świecie wirtualnym. Niewątpliwą korzyścią takiego rozwiązania jest możliwość pełnego oszukania uczestnika badania, co wynika z braku jakichkolwiek nieruchomych punktów odniesienia, możliwych do obserwacji przy zastosowaniu poprzednich technik. Dodatkowo rodzaj zastosowanej scenerii jest niczym nieograniczony przez co staje się możliwym pełne jej dostosowanie do potrzeb zadania badawczego, diagnostycznego bądź rehabilitacyjnego. Badaniami nad wpływem ruchu wirtualnej scenerii na utrzymywanie równowagi ciała zajmował się przede wszystkim zespół profesor Keshner. Naukowcy wykorzystali podczas pomiarów jaskinię do projekcji obrazów trójwymiarowych, w której wyświetlany był duży pokój z kolumnami. Podczas badań analizowano wpływ różnych parametrów ruchu scenerii na stabilność badanych osób. W analizę wpływu wirtualnych scenerii na utrzymywanie równowagi zaangażowane były również zespoły kierowane przez: Alahmari, Horlings, Robert, Cunningham oraz Tossavainen. Podczas badań stwierdzili oni, między innymi, że na rodzaj i nasilenie reakcji badanych osób mają wpływ parametry ruchu oraz rodzaj zastosowanych scenerii. Analiza przeprowadzonych badań wskazuje jednak, że brak jest usystematyzowanych metod prowadzenia pomiarów oddziaływania wirtualnych zaburzeń na utrzymywanie równowagi ciała przez człowieka, jak również ujednoliconych metod prowadzenia analiz możliwych do wykorzystania w tego typu pomiarach. Ostatni aspekt wydaje się szczególnie istotny ze względu na fakt, że zastosowanie standardowych analiz w dziedzinie czasu, dedykowanych badaniom prowadzonym w środowisku rzeczywistym, może prowadzić do błędnych wniosków podczas badań realizowanych z wykorzystaniem konfliktu bodźców sensorycznych, z czym mamy do czynienia podczas pomiarów przy poruszającej się wirtualnej scenerii. Ma to związek z faktem, że w przypadku pomiarów w poruszającym się otoczeniu obserwowane jest zwiększenie

wartości wielkości wyznaczanych w dziedzinie czasu (takich jak długość ścieżki COP, pole elipsy zawierającej położenia COP czy średnia prędkość COP) zarówno w przypadku osób zdrowych jak i chorych. Wzrost tych wartości wynika z naturalnej reakcji organizmu stanowiącej odpowiedź na potencjalne zagrożenia upadkiem, jakim jest obserwowany ruch otoczenia, co jednak utrudnia, lub wręcz uniemożliwia zastosowanie tych wielkości do prowadzenie prawidłowej diagnostyki zdolności utrzymywania równowagi z wykorzystaniem pomiarów w warunkach konfliktu bodźców sensorycznych.. Dlatego za główne cele prowadzonych prac badawczych przyjąłem:

- opracowanie metodyki prowadzenia pomiarów zdolności utrzymywania równowagi ciała przez człowieka w warunkach konfliktu bodźców sensorycznych realizowanych przy wykorzystaniu oscylującej wirtualnej scenerii,
- opracowanie metodyki analizy wyników w dziedzinie częstotliwości dedykowanej pomiarom zdolności utrzymywania równowagi ciała przez człowieka prowadzonym w warunkach konfliktu bodźców sensorycznych realizowanych przy wykorzystaniu oscylującej wirtualnej scenerii,
- określenie wpływu rodzaju wirtualnej scenerii oraz wybranych częstotliwości oscylacji wirtualnej scenerii na utrzymywanie równowagi ciała przez człowieka.

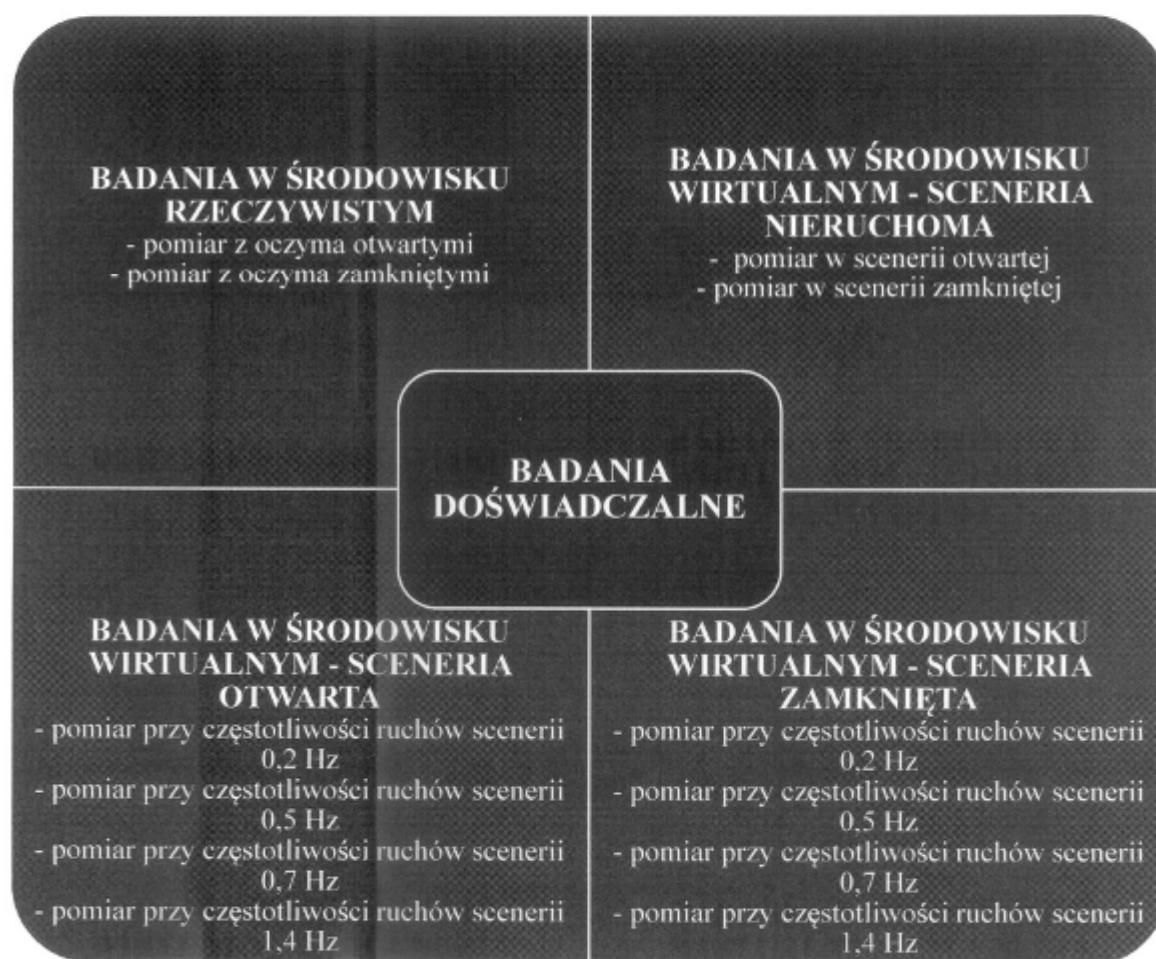
Realizacja przyjętych celów badawczych wymagała przeprowadzenia szeregu pomiarów doświadczalnych. Badania przeprowadzono na grupie 83 osób – 56 kobiet i 27 mężczyzn. Każda z przebadanych osób deklarowała, że nie ma żadnych dolegliwości zdrowotnych mogących mieć wpływ na zdolność utrzymywania równowagi. Na przeprowadzone badania uzyskana została zgoda Komisji Bioetycznej Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach (protokół nr 11/2015)

Jako urządzenie pomiarowe umożliwiające określanie położenia COP wykorzystano platformę FDM-S firmy Zebris, natomiast projekcja trójwymiarowych, wirtualnych scenerii odbywała się za pomocą gogli HMD Oculus Rift. Przyjęte założenie wykorzystania kolejnych położen COP jako wielkości analizowanej w kolejnych etapach badań wynikało z powszechnego wykorzystania w placówkach medycznych urządzeń mierzących tę wielkość. Ma to zapewnić maksymalną możliwość implementacji opracowanej metodyki badawczej w innych pracowniach zajmujących się badaniem i leczeniem zaburzeń równowagi, jak również umożliwić analizę porównawczą otrzymanych wyników pomiędzy ośrodkami.

Poszczególne serie badań przeprowadzone zostały w środowisku rzeczywistym przy oczach otwartych i zamkniętych oraz w środowisku wirtualnym przy wykorzystaniu dwóch rodzajów scenerii, zamkniętej i otwartej. Sceneria zamknięta zamodelowana była jako umeblowane pomieszczenie, w którym przedmioty i ściana widziane były przez badaną osobę w odległości około 3 metrów, otwarta natomiast stanowiła pustynną przestrzeń z przedmiotami widzianymi w odległości około 100 metrów. Ruch głowy w dowolną stronę sprawiał, że

uczestnik badania widział kolejne elementy sceny znajdujące się w kierunku, w który patrzył. Sceneria, w zależności od badania, prezentowana była jako nieruchoma bądź oscylująca wzdłuż osi strzałkowej z częstotliwościami 0,2 Hz, 0,5 Hz, 0,7 Hz lub 1,4 Hz.

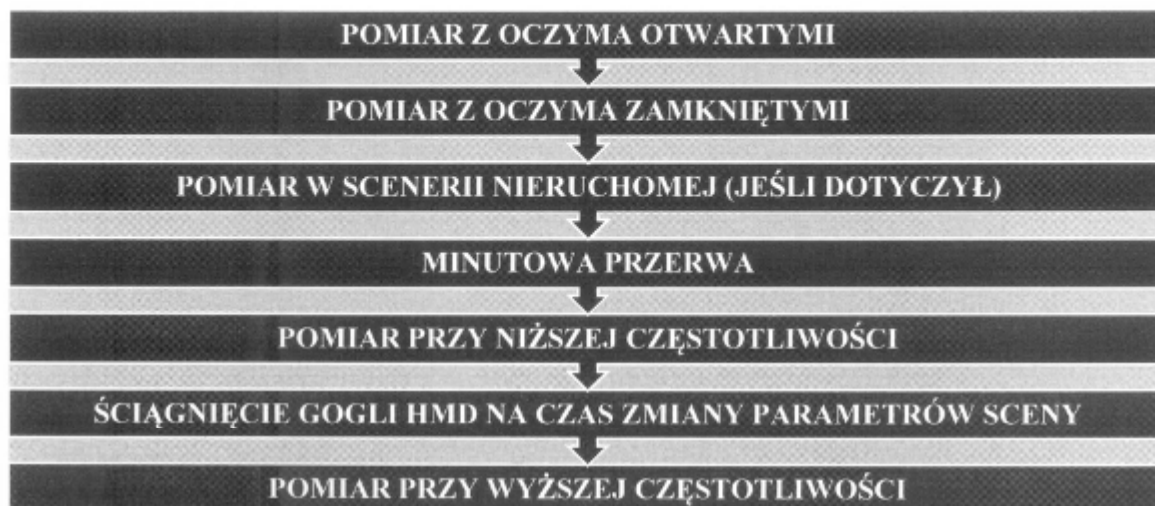
Każdy uczestnik badania brał udział w serii pomiarów, której schemat przedstawiają rysunki 1 i 2. Pomiar w scenerii otwartej wykonano dla grupy 40 osób, przy czym w badaniach przy częstotliwościach ruchu scenerii równych 0,2 Hz i 0,5 Hz uczestniczyły 24 osoby, natomiast przy częstotliwościach równych 0,7 Hz i 1,4 Hz 16 osób. W pomiarach w scenerii zamkniętej uczestniczył 43 osoby z podziałem: przy częstotliwościach ruchu scenerii równych 0,2 Hz i 0,5 Hz uczestniczyły 32 osoby, natomiast przy częstotliwościach równych 0,7 Hz i 1,4 Hz 11 osób. Pomiary z wykorzystaniem scenerii nieruchomej przeprowadzone zostały dla 27 osób.



Rys. 1 Przyjęta procedura badawcza

Otrzymane wyniki pomiarowe w postaci współrzędnych kolejnych położeń COP w pierwszej kolejności zostały poddane obróbce matematycznej, a następnie obliczone zostały szukane wielkości. W tym celu opracowany został w środowisku MATLAB program komputerowy składający się z czterech modułów. Moduł pierwszy, wykorzystywany do przetwarzania danych wejściowych, służy do importu danych z platformy oraz wyznaczania

współrzędnych położenia COP w kolejnych chwilach czasowych. Kolejne dwa moduły służą do obliczania analizowanych wielkości w dziedzinie czasu oraz w dziedzinie częstotliwości na podstawie kolejnych położen COP. W dziedzinie czasu wyznaczone zostały wielkości najczęściej wykorzystywane w ośrodkach medycznych podczas badań zdolności utrzymywania równowagi: średnia prędkość COP, średnia prędkość COP w kierunkach AP i ML, maksymalna prędkość COP w kierunku AP i ML, pole elipsy będące 95% obszarem przedziału predykcji oraz zakres ruchu COP w kierunku AP i ML. W dziedzinie częstotliwości wyznaczono wykresy FFT oraz STFT.



Rys. 2 Przebieg jednej serii pomiarowej

Wyznaczenie przebiegów FFT ma pozwolić na określenie jakie składowe cykliczne dominują w analizowanym sygnale, jakim są kolejne położenia COP, natomiast przebiegi STFT mają wskazać jakie zmiany występują w tym sygnale podczas pomiaru. Analiza ta ma również pokazać, na podstawie amplitudy prążka występującego na wykresach FFT i STFT przy częstotliwości odpowiadającej ruchom scenerii, jak duży jest wpływ oscylującego otoczenia na ruchy COP, czyli w jakim stopniu badana osoba będzie podążała ruchem ciała za ruchem scenerii. Większe bądź mniejsze wartości amplitudy tego prążka będą świadczyć na ile badana osoba podczas utrzymywania równowagi polega na narządzie wzroku oraz jak będzie się to zmieniać w zależności od zastosowanej częstotliwości oscylacji i rodzaju scenerii.

Ostatni, czwarty moduł opracowanego programu służy do obliczania, na podstawie wykresów FFT, autorskiego współczynnika zaburzeń równowagi oraz do generowania, na podstawie wykresów STFT, wykresu przebiegu wartości tego współczynnika w czasie.

Opracowanie współczynnika zaburzeń równowagi wiązało się z koniecznością przeprowadzenia analiz ilościowych wpływu wirtualnej scenerii na utrzymywanie równowagi na podstawie wykresów FFT i STFT. Wstępna analiza jakościowa wykresów FFT wykazała, że w wynikach otrzymanych podczas badań przy wykorzystaniu oscylującej scenerii, w porównaniu do badań wykonanych w środowisku rzeczywistym, oprócz prążka

występującego przy częstotliwości równej częstotliwości ruchów scenerii pojawiają się, osobniczo zmienne, prążki przy innych częstotliwościach. Obserwacja uczestników badań podczas pomiarów pozwoliła stwierdzić, że występowanie tych prążków związane jest z występowaniem dodatkowych ruchów ciała świadczących o pojawiających się u tych osób problemach z utrzymywaniem równowagi. Obliczanie współczynnika polega na wykrywaniu kolejnych prążków (wartości maksymalnych) na wykresie FFT, a następnie sumowanie wartości iloczynu kwadratu amplitudy danego prążka i wartości częstotliwości przy której dany prążek występuje. Takie założenie wynika z faktu, że każdy z prążków wskazuje na dodatkową składową cykliczną występującą w ruchu COP. Czym większa wartość amplitudy prążka oraz częstotliwości, przy której został wykryty tym prędkość ruchu COP jest większa. Każdy z tych czynników świadczy o mniej spokojnym stanie badanej osoby, a co za tym idzie o większym wpływie poruszającej się scenerii na utrzymywanie równowagi. Współczynnik opracowany został w dwóch wariantach:

- w wariancie pierwszym z uwzględnieniem prążka odpowiadającego częstotliwości ruchów scenerii – w tym przypadku maksimum wykryte w okolicy tej częstotliwości uwzględniano w obliczeniach,
- w wariancie drugim bez uwzględnienia prążka odpowiadającego częstotliwości ruchów scenerii – w tym przypadku maksimum wykryte w okolicy tej częstotliwości nie uwzględniano w obliczeniach.

Wyznaczenie współczynnika w dwóch wariantach – z uwzględnieniem i bez uwzględnienia prążka powstającego w pobliżu częstotliwości ruchów scenerii – pozwala na uszczegółowienie prowadzonych analiz. Wartość obliczona z uwzględnieniem prążka odpowiadającego częstotliwości ruchów scenerii pokazuje, jak dane zaburzenie całościowo wpłynęło na zachowanie badanej osoby. Wartość obliczona bez uwzględnienia tego prążka pokazuje, jak dane zaburzenie wytrąca osobę z równowagi, czyli jak duże są ruchy inne niż te wykonywane z częstotliwością ruchów scenerii. Pierwsza wartość współczynnika wydaje się bardziej istotna w przypadku analizy wpływu poszczególnych parametrów ruchu scenerii na badane osoby, natomiast druga może być wykorzystana w zastosowaniach medycznych, służąc jako wskaźnik diagnostyczny zaburzeń równowagi ciała. Wykorzystując dane z krótkookresowej transformaty Fouriera STFT można również wyznaczyć przebieg wartości współczynnika równowagi w czasie, a na tej podstawie oszacować jak zmieniał się wpływ wprowadzonych zaburzeń podczas wykonywanego pomiaru.

Obliczone wielkości, zarówno w dziedzinie czasu, jak i częstotliwości, pozwoliły na przeprowadzenie analizy wpływu różnych parametrów poruszającej się scenerii na utrzymywanie równowagi ciała przez badane osoby. Dokonano porównania wyników pomiarów uzyskanych w środowisku wirtualnym z wynikami otrzymanymi w środowisku rzeczywistym przy otwartych i zamkniętych oczach oraz wzajemnego porównania wyników otrzymanych w środowisku wirtualnym dla różnych parametrów ruchu scenerii i rodzaju

scenerii. Dla poszczególnych grup analizowanych wielkości wyznaczono, ze względu na brak rozkładu normalnego wyników badań, wartości mediany wraz z dolnym i górnym kwartylem oraz wartościami maksymalnymi i minimalnymi. Wykonano dwa rodzaje analiz (rys. 3). Dla wielkości wyznaczonych w dziedzinie czasu oraz dla współczynnika zaburzeń równowagi dokonano analizy ilościowej, w której porównane zostały wartości mediany oraz wartości współczynników określających stopień istotności różnic statystycznych, natomiast w przypadku wykresów FFT i STFT, jak również wykresów zmian wartości współczynnika równowagi przeprowadzono analizę jakościową. Wszystkie analizy wykonywano w oparciu o wykresy wygenerowane w środowisku MATLAB oraz przy wykorzystaniu oprogramowania STATISTICA. Testy istotności różnic statystycznych przeprowadzono wykorzystując test kolejności par Wilcoxona, w przypadku zmiennych zależnych oraz testu U Manna-Whitneya, w przypadku zmiennych niezależnych.



Rys. 3 Analizy przeprowadzone w ramach prac badawczych

Przeprowadzone badania pokazały, że już nieruchoma sceneria zaburza równowagę ciała w stopniu podobnym, jak zamknięcie oczu. Wprowadzenie oscylacji scenerii prowadziło do jeszcze większego zaburzenia równowagi ciała, co objawiało się między innymi wzrostem wartości analizowanych wielkości. Wykazano, że wzrost częstotliwości oscylacji scenerii jest powiązany ze wzrostem problemów z utrzymywaniem równowagi ciała oraz stwierdzono, że większy wpływ na badane osoby miała sceneria zamknięta. W ramach przeprowadzonych prac wykazano również możliwości praktycznego zastosowania wyników wyznaczonych w dziedzinie częstotliwości podczas oceny zdolności utrzymywania równowagi. Wykazano, że stanowią one cenne uzupełnienie analiz prowadzonych w dziedzinie czasu umożliwiając wyjaśnienie przyczyn występujących wzrostu lub spadku wartości tych wielkości podczas

badan w środowisku wirtualnym oraz wskazując jakiego rodzaju ruchy ciała związane są z tymi zmianami.

Przeprowadzone prace badawcze wykazały, że istnieje konieczność wykorzystywania analiz w dziedzinie częstotliwości w przypadku badań prowadzonych w warunkach konfliktu bodźców sensorycznych. Konieczność ta wynika z faktu, że wzrost wartości wielkości wyznaczanych w dziedzinie czasu, w przypadku tego typu badań, notowany jest zarówno u osób zdrowych, jak i z problemami z utrzymywaniem równowagi ciała. W ramach pracy przedstawiono możliwości i sposoby wykorzystania szybkiej transformaty Fouriera (FFT) do określania nasilenia wpływu oscylującej scenerii na utrzymywanie równowagi ciała przez człowieka. Wskazano, że wzrost wartości wielkości analizowanych w dziedzinie czasu podczas pomiaru w oscylującej scenerii może wynikać z naturalnego ruchu ciała podążającego za poruszającą się scenerią, jak i być skutkiem zaburzenia równowagi powiązanego z próbami jej odzyskania. Interpretacja, który z tych przypadków zachodzi, może być dokonana na podstawie analizy kolejnych składowych cyklicznych na wykresie FFT, natomiast nie ma możliwości przeprowadzenia tego typu analizy tylko na podstawie wielkości wyznaczonych w dziedzinie czasu. Dodatkowo wykorzystanie krótkookresowej transformaty Fouriera (STFT) umożliwia określenie, jak nasilenie wpływu oscylującej scenerii na badaną osobę zmienia się w czasie. Opracowany autorski współczynnik zaburzeń równowagi daje możliwość przeprowadzenia tego typu analiz w sposób ilościowy.

Podsumowując przeprowadzone prace badawcze należy zwrócić uwagę na ich użyteczny charakter. Opracowane metodyki prowadzenia pomiarów oraz analizy otrzymanych wyników badań mogą znaleźć zastosowanie w pracowniach medycznych zajmujących się oceną zdolności utrzymywania równowagi ciała. Wykorzystanie takie wymaga jednak przeprowadzenia szeregu dalszych badań z udziałem osób ze zdiagnozowanymi problemami z utrzymywaniem równowagi ciała. Wydaje się również konieczne rozszerzenie prowadzonych analiz o inne ruchy scenerii, jak na przykład wykonywane w płaszczyźnie czołowej. Prowadzenie pomiarów w warunkach konfliktu bodźców sensorycznych może również stanowić narzędzie do wczesnego wykrywania problemów z utrzymywaniem równowagi ciała. Wydaje się, że zaprezentowanie ruchomego, wirtualnego otoczenia może prowadzić, u osób z zaburzeniami równowagi ciała, do innych reakcji niż w przypadku osób zdrowych. Osoby z takimi problemami, nawet przy prawidłowych wynikach badań stabilograficznych wykonanych w środowisku rzeczywistym, mogą wykazywać problemy z utrzymywaniem równowagi ciała przy zaprezentowaniu poruszającej się scenerii. Diagnostykę taką należy jednak poprzedzić gruntownymi badaniami. Natomiast rozszerzenie interpretacji wyników pomiarów prowadzonych w oparciu o standardowo wykorzystywane wielkości wyznaczone w dziedzinie czasu, o analizy w dziedzinie częstotliwości, dodatkowo z zastosowaniem opracowanego współczynnika zaburzeń równowagi, będzie na pewno pomocne w wykrywaniu i interpretacji nieprawidłowości w procesie utrzymywania równowagi ciała.

Naturalnym rozwinięciem opisanych prac badawczych są również pomiary podczas wykonywania określonych, zamierzonych ruchów ciałem jak również podczas lokomocji. Chód, jako czynność polegająca na sekwencyjnym wytrącaniu ciała z równowagi, wymaga znacznie lepszej kontroli niż postawa stojąca, co znacznie poszerza możliwości interpretacyjne dotyczące diagnostyki zdolności utrzymywania równowagi ciała. Sekwencyjność stawiania kroków stanowi natomiast uzasadnienie dotyczące konieczności stosowania i rozwijania analizy w dziedzinie częstotliwości w tego typu badaniach.

Przedstawione w monografii habilitacyjnej analizy stanowią rozwinięcie prac badawczych prowadzonych przeze mnie od 2011 roku i opisanych, między innymi, w następujących publikacjach:

- Jurkojć J.: Balance disturbances coefficient as a new value to assess ability to maintain balance on the basis of FFT curves. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2018, 20 (1) 143 – 151
- Jurkojć J., Wodarski P., Bieniek A., Gzik M., Michnik R.: Influence of changing frequency and various sceneries on stabilometric parameters and on the effect of adaptation in an immersive 3D virtual environment. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2017, 19 (3), 129 – 137
- Michnik R., Jurkojć J., Wodarski P., Gzik M., Jochymczyk-Woźniak K., Bieniek A.: The influence of frequency of visual disorders on stabilographic parameters. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2016, 18 (1), 25-33
- Michnik R., Jurkojć J., Wodarski P., Gzik M., Bieniek A.: The influence of the scenery and the amplitude of visual disturbances in the virtual reality on the maintaining the balance, *Archives of Budo*, 2014; 10,: 133–140

W publikacjach tych byłem odpowiedzialny, między innym, za opracowanie metodyki analizy kolejnych położań COP w dziedzinie czasu i częstotliwości.



5. POZOSTAŁE OSIĄGNIĘCIA NAUKOWO-BADAWCZE

5.1 DZIAŁALNOŚĆ PROWADZONA PRZED OBRONĄ ROZPRAWY DOKTORSKIEJ

W 1993 roku rozpocząłem studia na Wydziale Mechanicznym Technologicznym Politechniki Śląskiej, na kierunku Automatyka i Robotyka. Studia ukończyłem w 1998 roku obroną pracy magisterskiej pt. „Modelowanie systemów wytwórczych” pod kierunkiem dr inż. Bożeny Skołod. We wrześniu 1998 roku rozpocząłem pracę na stanowisku asystenta w Katedrze Mechaniki Stosowanej na Wydziale Mechanicznym Technologicznym Politechniki Śląskiej. W latach 1998 – 2003 byłem słuchaczem stacjonarnych studiów doktoranckich na Wydziale Mechanicznym Technologicznym w dyscyplinie „Mechanika” pod kierunkiem naukowym prof. dr hab. inż. Eugeniusza Świtońskiego i prof. dr hab. inż. Dagmary Tejszerskiej.

Główną tematyką prowadzonych w tym okresie prac naukowych stanowiły:

- biomechaniczna analiza chodu człowieka w aspekcie monitorowania procesów rehabilitacji,
- badania modelowe obciążeń w kończynie dolnej człowieka z uwzględnieniem układu mięśniowego przy wykorzystaniu metod dynamiki układów wieloczłonowych,
- analizy stanu naprężeń i odkształceń w kościach kończyny dolnej człowieka przed i po operacji ortopedycznej.

Wyniki prowadzonych prac badawczych prezentowane były na krajowych i międzynarodowych konferencjach tematycznych jak również w ramach publikacji naukowych. Ponadto w omawianym okresie brałem również udział w bieżącej działalności dydaktycznej oraz naukowo badawczej realizowanej w Katedrze Mechaniki Stosowanej. Uczestniczyłem także w krajowych i zagranicznych kursach doskonalących techniki badawcze związane z kierunkami badań prowadzonych w Katedrze, między innymi:

- kurs Design for Quality, Bertinoro, Włochy
- kurs Biomechanics of Soft Tissue, Udine, Włochy
- Kurs „Metoda Elementów Skończonych dla praktyków, Gliwice

W dniu 19.12.2003 obroniłem pracę doktorską pt. „Modelowanie stanu obciążenia stawu kolanowego człowieka w różnych fazach ruchu”. Podczas realizacji badań wykorzystałem wiedzę zdobytą w trakcie pracy w Katedrze Mechaniki Stosowanej oraz w trakcie kursów specjalistycznych łącząc metodę dynamiki układów wieloczłonowych z metodą elementów skończonych do opracowania matematycznego modelu stawu kolanowego człowieka. Przeprowadzone badania pozwoliły również na zrealizowanie grantu promotorskiego kierowanego przez prof. dr hab. inż. Dagmarę Tejszerską pt. „Modelowanie stanu obciążenia stawu kolanowego człowieka w różnych fazach ruchu”



5.2 DZIAŁALNOŚĆ PROWADZONA PO UZYSKANIU STOPNIA DOKTORA

Po obronie rozprawy doktorskiej zaproponowano mi stanowisko adiunkta w Katedrze Mechaniki Stosowanej na Wydziale Mechanicznym Technologicznym Politechniki Śląskiej. W początkowym okresie pracy głównie kontynuowałem badania w kierunku analizy ruchu człowieka. Dotyczyły one, między innymi, opracowania metod wykorzystania wielkości opisujących kinematykę ruchu człowieka do monitorowania i oceny procesu rehabilitacji. Prace badawcze, prowadzone w tym okresie, ukierunkowane były początkowo na analizy ruchu osób po zabiegach alloplastyki stawu biodrowego. Pomiary, wyniki oraz przeprowadzone analizy umożliwiły zrealizowanie w latach 2005 - 2008 projektu badawczego pt. „Badania modelowe i eksperymentalne chodu człowieka w aspekcie procesu rehabilitacji”, w którym byłem wykonawcą [Zał. 04 (pkt. II J, poz. 2)].

W celu pogłębienia wiedzy dotyczącej wykorzystania analizy ruchu człowieka w zastosowaniach medycznych w 2005 roku wziąłem udział w Seminarium Naukowym „Nowoczesna analiza ruchu – systemy do 3-płaszczyznowej oceny ruchu i ich zastosowanie” prowadzonym przez prof. dr hab. n. med. inż. Małgorzatą Syczewską, a w 2007 roku odbyłem tygodniowy staż w warszawskim Centrum Zdrowia Dziecka również pod opieką pani profesor Małgorzaty Syczewskiej. Zdobyte, doświadczenie pomogło mi w opracowaniu wniosku i realizacji kolejnego projektu badawczego pt. „Metody wspomagania diagnostyki narządu ruchu osób ze schorzeniami neurologicznymi”, którego byłem kierownikiem, a który realizowany był w latach 2010 – 2013 [Zał. 04 (pkt. II J, poz. 1)]. Badania doświadczalne realizowane były w Górnośląskim Centrum Rehabilitacji „Repty” w Tarnowskich Górach. Projekt dotyczył analiz kinematycznych chodu oraz wstawania i siadania osób po udarach. W ramach prac badawczych wykorzystano również platformy pomiarowe do określenia zdolności utrzymywania równowagi przez te osoby oraz symetrii obciążenia kończyn podczas stania oraz wstawania i siadania. Dodatkowo został opracowany i wykorzystany trójwymiarowy model matematyczny ruchu kończyn dolnych człowieka, który umożliwił przeprowadzenie analiz wielkości sił generowanych przez mięśnie oraz obciążeń, jakim podlega układ ruchu kończyn dolnych podczas analizowanych zadań ruchowych [m. in. Zał. 04 (pkt. II E, poz. 22), (pkt. II L, poz. 12, 14, 16)]. Wyniki badań zostały przekazane lekarzom i fizjoterapeutom GCR „Repty” w celu umożliwienia rozszerzenia prowadzonej diagnostyki oraz oceny prowadzonej rehabilitacji osób po udarach o analizy kinematyki ruchu i badania oceny zdolności utrzymywania równowagi.

Wiedzę dotyczącą analizy ruchu człowieka wykorzystywałem podczas wielu innych prac badawczych, będąc członkiem zespołów odpowiedzialnych za opracowywanie metod inżynierskiego wspomagania diagnostyki, leczenia i rehabilitacji osób chorych, ale również wspomagania treningu sportowego. W badaniach tych prowadzone były analizy kinematyczne i dynamiczne ruchu zarówno kończyn dolnych jak i górnych. Dwa ze zrealizowanych projektów badawczych dotyczących inżynierskiego wspomagania leczenia i rehabilitacji,

w których byłem wykonawcą, obejmowały badania dzieci leczonych w Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka im. Jana Pawła II w Katowicach. Pierwszy nich, realizowany w latach 2009 – 2012, dotyczył analiz chodu dzieci po operacjach guza mózgu [Załącznik 04 (pkt. II J, poz. 11)], natomiast drugi, realizowany w latach 2011 – 2014, dzieci ze stwierdzonym dziecięcym porażeniem mózgowym [Załącznik 04 (pkt. II J, poz. 3)]. Drugi z projektów zakończył się wydaniem monografii zatytułowanej „Wykorzystanie metod inżynierskich w analizie chodu dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym”, w której jestem współautorem dwóch rozdziałów [Załącznik 04 (pkt. II E, poz. 10, 11)]. Kolejny projekt, w którym byłem członkiem zespołu wykonawców, dotyczył wykorzystania metod analizy ruchu i modelowania matematycznego ruchu w monitorowaniu rehabilitacji dzieci z wadami i schorzeniami w obrębie stopy. Projekt ten realizowany był w Politechnice Białostockiej w latach 2007 – 2009 [Załącznik 04 (pkt. II J, poz. 5)].

Współpraca ze środowiskiem sportowców i trenerów zaowocowała możliwością uczestniczenia, jako wykonawca, w dwóch projektach badawczych, spośród których pierwszy dotyczył wspomagania treningu sportowego zawodowych tancerzy tańca klasycznego i nowoczesnego, natomiast drugi treningu siatkarek. Pierwszy projekt realizowany był w latach 2010 – 2014 w Akademii Wychowania Fizycznego w Poznaniu [Załącznik 04 (pkt. II J, poz. 8)] i ukierunkowany był na pokazanie tancerzom jak dużym obciążeniom podlega układ ruchu podczas wykonywania figur tanecznych oraz wskazanie jak należy figury te wykonywać aby zminimalizować występujące przeciążenia [Załącznik 04 (pkt. II A, poz. 4), (pkt. II L, poz. 17), (pkt. III B, poz. 21)]. Badania w ramach drugiego projektu realizowane były w latach 2011 – 2014 w ośrodku sportowym Politechniki Śląskiej w Gliwicach i obejmowały zawodniczek drużyny AZS Politechnika Śląska [Załącznik 04 (pkt. II J, poz. 4)]. Przeprowadzone pomiary i obliczenia pozwoliły na określenie obciążeń jakim podlegają kończyny górne i dolne zawodniczek podczas określonych elementów gry oraz wskazanie jaki wpływ będzie miało niewłaściwe wykonywanie tych elementów na zwiększenie wartości tych obciążeń [Załącznik 04 (pkt. II A, poz. 8), (pkt. II E, poz. 4, 35), (pkt. II L, poz. 13, 18), (pkt. III B, poz. 23, 28, 34, 85)]. W badaniach wykorzystano zarówno pomiary kinematyki ruchu zawodniczek, jak również badania modelowe. Dodatkowo prowadzona była analiza aktualnego stanu fizycznego zawodniczek w celu wskazania możliwości ewentualnego wystąpienia kontuzji oraz wskazania trenerowi możliwych rozwiązań, aby tym kontuzjom zapobiec.

Badania dotyczące wspomagania treningu sportowego, w których brałem udział, realizowane były nie tylko w ramach finansowanych projektów badawczych. W 2011 uczestniczyłem w badaniach wykonywanych we współpracy z Polskim Związkiem Narciarskim oraz trenerem Łukaszem Kruczkim [Załącznik 04 (pkt. III Q, poz. 5)]. Pomiary przeprowadzone na skoczni narciarskiej w Szczyrku obejmowały analizę wyjścia z progu czołowych zawodników polskiej kadry skoczków narciarskich (między innymi Kamila Stocha i Macieja Kota). Współpraca z zespołem Śląsk, natomiast, zaowocowała w 2016 sesją



pomiarową czołowych tancerzy tego zespołu [Załącznik 04 (pkt. III Q, poz. 6)]. Analizy dotyczyły poprawności wykonywania wybranych figur tanecznych pod kątem obciążeń układu ruchu.

Kolejnym kierunkiem badań, w którym wykorzystywałem wiedzę dotyczącą analizy ruchu człowieka były prace związane z projektowaniem urządzeń rehabilitacyjnych. W dwóch przypadkach prace te były wykonywane w ramach finansowanych projektów badawczych, w których w latach 2008 – 2012 byłem wykonawcą [Załącznik 04 (pkt. II J, poz. 6, 7)] i dotyczyły zaprojektowania urządzeń do rehabilitacji kończyn górnych i kończyn dolnych człowieka. Zespół, w którym realizowałem badania, odpowiedzialny był za opracowanie wzorców ruchowych implementowanych do wykonywania przez urządzenie, weryfikację, czy zaimplementowane ruchy są prawidłowe pod kątem terapeutycznym jak również analizę wytrzymałościową zaprojektowanej konstrukcji prowadzoną z wykorzystaniem metody elementów skończonych [Załącznik 04 (pkt. II E, poz. 18, 20, 21, 23, 24, 34, 38, 63), (pkt. II L, poz. 15), (pkt. III B, poz. 70, 76, 80, 83)]. Prace te zaowocowały otrzymaniem przez zespół, którego byłem członkiem, trzech patentów związanych z projektowanymi urządzeniami [Załącznik 04 (pkt. II C, poz. 1, 2, 3)]. W latach 2011 – 2014 brałem również udział jako wykonawca w dwóch projektach realizowanych przez przedsiębiorstwo ZMP-Trade z Gliwic, które dotyczyły opracowania urządzeń do rehabilitacji ręki [Załącznik 04 (pkt. II J, poz. 12, 13), (pkt. II L, poz. 33), (pkt. III B, poz. 92)].

Inne ważniejsze prace badawcze, w których brałem udział, były wykonywane w ramach projektów:

- realizowanego przez zespół prof. dr hab. inż. A. Mężyka dotyczącego aktywnego podwieszenia do treningu i reedukacji chodu dla osób z problemami z lokomocją [Załącznik 04 (pkt. II E, poz. 68), (pkt. III B, poz. 41, 78, 109)],
- realizowanego we współpracy z Ośrodkiem Badawczo – Rozwojowym Urządzeń Mechanicznych „OBRUM” z Gliwic dotyczącego oceny kinematyki ruchu kół i korpusu czołgu T-72 TWARDY,
- realizowanego we współpracy z zespołem lekarzy ortopedów kierowanych przez prof. dr hab. n. med. Damiana Kusza i dotyczącego oceny stanu naprężeń i odkształceń w kościach udowej i piszczelowej po zabiegu alloplastyki stawu kolanowego przy różnych stopniach koślawości i szpotawości [Załącznik 04 (pkt. II E, poz. 16, 19, 57, 58), (pkt. II L, poz. 5, 7, 27), (pkt. III B, poz. 16, 66)].

W sumie brałem udział w 13 zakończonych projektach badawczych, z czego w 1 jako kierownik, a w pozostałych jako wykonawca [Załącznik 04 (pkt. II J)]. W celu zdobycia wiedzy jak poprawnie realizować projekty pod kątem zdobycia certyfikatu wyrobu medycznego w 2012 roku wziąłem udział w dwóch seminariach organizowanych przez jednostkę notyfikowaną TUV NORD Polska. Seminaria te dotyczyły wymagań dyrektywy medycznej 93/42/EEC oraz



ustawy o wyrobach medycznych jak również analizy ryzyka i zarządzania ryzykiem pod kątem produkcji i sprzedaży wyrobów medycznych.

W 2011 roku zaproponowano mi pracę na stanowisku adiunkta w Katedrze Biomechatroniki na nowopowstałym Wydziale Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej. Zbiegło się to z realizacją przez Politechnikę Śląską projektu „Biofarma”, w ramach którego zakupiona została przez Katedrę Biomechatroniki tak zwana jaskinia, służąca do projekcji trójwymiarowych, wirtualnych obrazów. Poza kontynuacją prac dotyczących realizacji wcześniej opisanych projektów zostałem jedną z osób odpowiedzialnych za prowadzenie badań dotyczących wykorzystania technologii wirtualnej rzeczywistości w diagnostyce i rehabilitacji medycznej. W badaniach tych poza wspomnianą jaskinią wykorzystujemy mobilny system do projekcji trójwymiarowych obrazów Oculus Rift. W ramach prac badawczych opracowana została między innymi metodyka projektowania i wykonywania aplikacji terapeutycznych stanowiących rodzaj gry komputerowej. Rehabilitowana osoba, zanurzona w wirtualnym świecie, ma za zadanie wykonywanie kolejnych zadań, natomiast scenariusz tych zadań opracowywany jest tak, żeby ich realizacja „wymuszała” na pacjencie wykonywanie określonych ruchów terapeutycznych. Do opracowania scenariuszy takich aplikacji wykorzystywana jest między innymi analiza ruchu, która umożliwia dokładne określenie kinematyki poszczególnych ćwiczeń terapeutycznych tak, żeby zaimplementować je w projektowanej aplikacji. Dodatkowo analiza ta znajduje również zastosowanie w weryfikacji, czy pacjent podczas gry rzeczywiście wykonuje zaplanowane przez fizjoterapeutę ruchy. Wykonane aplikacje były testowane między innymi przy udziale pacjentów rehabilitowanych po udarach w Wojewódzkim Szpitalu Specjalistycznym nr 5 im. św. Barbary w Sosnowcu, jak również dzieci z niepełnosprawnością umysłową z Zespołu Szkół Ogólnokształcących nr 7 w Gliwicach. Opracowywane aplikacje dają możliwość równoczesnej rehabilitacji ruchowo-poznawczej uwzględniając możliwości motoryczne i kognitywne poszczególnych pacjentów. Wyniki tych prac zostały zaprezentowane w wielu publikacjach jak również podczas konferencji naukowych [m.in. w: Zał. 04 (pkt. II A, poz. 9, 10), (pkt. II E, poz. 7, 13, 21, 32, 40), (pkt. II L, poz. 19, 20, 21, 22, 32), (pkt. III B, poz. 48, 103, 106, 107, 112, 122, 135)]. Aktualnie wchodzę w skład zespołu wykonawców międzynarodowego projektu realizowanego w ramach programu ERASMUS+, dotyczącego opracowania materiałów szkoleniowych dotyczących wykorzystania technologii wirtualnej rzeczywistości w rehabilitacji osób po udarach, dedykowanych lekarzom i fizjoterapeutom [Zał. 04 (pkt. II J, poz. 14)].

Rozwinięciem prowadzonych prac badawczych wykorzystujących możliwości technologii wirtualnej rzeczywistości w diagnostyce i rehabilitacji są pomiary zdolności utrzymywania równowagi ciała przez człowieka. Jest to kierunek badań, za rozwijanie którego jestem odpowiedzialny w Katedrze Biomechatroniki. W pomiarach tych, wraz z zespołem, wykorzystujemy różne zaburzenia generowane w środowisku wirtualnym tak, aby określić



wpływ tych zaburzeń, a następnie wskazać możliwości ich medycznego wykorzystania. Dla tak prowadzonych badań opracowałem metodykę wykorzystania analiz prowadzonych w dziedzinie częstotliwości, które stanowią uzupełnienie i rozwinięcie interpretacji wyników oceny zdolności utrzymywania równowagi prowadzonych w dziedzinie czasu. Wyniki prowadzonych badań prezentowane były w licznych publikacjach oraz podczas konferencji naukowych [Zał. 04 (pkt. II A, poz. 3, 7, 8, 12, 13), (pkt. II E, poz. 7, 13, 31, 32), (pkt II L, poz. 19, 20, 21, 22, 35), (pkt. III B, poz. 36, 40, 44, 50, 51, 55, 56, 87, 90, 91, 96, 100, 120, 129, 130, 131, 138)]. Badania w tym kierunku prowadzę do dnia dzisiejszego, natomiast opis tak prowadzonej analizy, jak również metodyka i wyniki wybranych badań stanowią treść mojej monografii habilitacyjnej.

Wyniki większości prac badawczych prezentowałem na licznych konferencjach krajowych i zagranicznych. Jestem współautorem 14 rozdziałów w opublikowanych w monografiach i podręcznikach oraz 72 publikacji naukowych krajowych i zagranicznych, z czego 26 jest indeksowanych w bazie Web of Science, a 13 znajduje się na liście JCR. W roku 2005 za prowadzoną działalność naukową otrzymałem Zespołową Nagrodę I stopnia Rektora Politechniki Śląskiej.

Poza działalnością naukową zaangażowany jestem również w działalność dydaktyczną i organizacyjną prowadzoną na kolejnych dwóch wydziałach, z którymi związana jest moja praca zawodowa. Jestem autorem materiałów dydaktycznych do 7 wykładów, które były lub są prowadzone w ramach zajęć ze studentami:

- Elementy Biomechaniki Narządów Ruchowych Człowieka,
- Elementy Biofizyki,
- Elektromechaniczne Układy Napędowe,
- Inżynieria Rehabilitacji Ruchowej,
- Kinematyka Układów Mechanicznych,
- Dynamika Układów Wieloczłonowych,
- Inżynieria Rehabilitacyjna Narządu Ruchu Człowieka,

jak również do dwudziestu kilku zajęć projektowych i laboratoryjnych. W Katedrze Biomechatroniki jestem odpowiedzialny za koordynację opracowywania wniosków projektowych. Wielokrotnie byłem i jestem członkiem komitetów organizacyjnych konferencji naukowych. Za działalność organizacyjną trzykrotnie otrzymałem Zespołową Nagrodę II stopnia Rektora Politechniki Śląskiej i dwukrotnie tę samą Nagrodę III stopnia [Zał. 04 (pkt. III D, poz. 2 – 6)]. W roku 2018 byłem członkiem Komitetu Naukowego Konferencji Naukowej „50 lat Olimpiad Specjalnych, podnoszenia sprawności fizycznej, aktywizacji społecznej i wspierania zdrowia osób z niepełnosprawnością intelektualną” [Zał. 04 (pkt. III Q, poz. 3)]. Byłem sekretarzem redakcji czasopisma „Aktualne Problemy Biomechaniki” oraz recenzentem w międzynarodowych i krajowych czasopismach naukowych [Zał. 04 (pkt. III G),

(pkt. III P)]. Jestem również członkiem Polskiego Towarzystwa Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej oraz Polskiego Towarzystwa Biomechaniki [Załącznik 04 (pkt. III H)].

W ramach współpracy z przemysłem na przełomie 2014 i 2015 roku odbyłem dwa trzymiesięczne staże przemysłowe [Załącznik 04 (pkt. III Q, poz. 2, 3)]:

- pierwszy w ramach projektu „Nauka i biznes to dobre połączenie”,
- drugi w ramach projektu „Staż sukcesem naukowca”.

Oba staże dotyczyły opracowania metodyki i pomocy we wdrożeniu wybranych metod diagnostyki i leczniczych i realizowane były w ośrodku rehabilitacyjnym w Krakowie. Byłem również dwukrotnie audytorem przedsiębiorstw, raz opracowywałem opinię o innowacyjności oraz raz wykonywałem ekspertyzę techniczną na zlecenie kancelarii rzeczników patentowych w związku z toczącym się procesem dotyczącym bezprawnego wykorzystania rozwiązania technicznego [Załącznik 04 (pkt. III M)]. Sprawowałem także przez rok czasu funkcję prokurenta w spółce realizującej jeden z projektów badawczych.

Poza wspomnianymi wcześniej patentami jestem również współautorem trzech zgłoszeń patentowych, które aktualnie są w trakcie analizy wykonywanej przez Urząd Patentowy RP [Załącznik 04 (pkt. III Q, poz. 4)].

Za całokształt mojej działalności naukowo-badawczej, organizacyjnej oraz dydaktycznej zostałem w 2016 roku uhonorowany Brązowym Krzyżem Zasługi [Załącznik 04 (pkt. III D, poz. 1)].

6. PODSUMOWANIE DZIAŁALNOŚCI NAUKOWO-BADAWCZEJ

WYSZCZEGÓLNIENIE		Przed doktoratem	Po doktoracie	RAZEM
ORYGINALNE, OPUBLIKOWANE PRACE NAUKOWE, MONOGRAFIE I PUBLIKACJE KSIĄŻKOWE				
Publikacje zwarte	Znajdujące się w bazie JCR	0	13	13
	Indeksowane w bazie Web of Science (w tym z bazy JCR)	0	26	26
	Znajdujące się na liście B	0	12	12
	Pozostałe	10	37	47
Materiały konferencyjne	krajowe	4	82	86
	międzynarodowe	4	57	61
Monografie / współautorstwo monografii i rozdziały w książkach		0	14	14
UDZIAŁ W KONFERENCJACH NAUKOWYCH				
Konferencje	krajowe	6	43	49
	międzynarodowe	6	27	33
UDZIAŁ W KRAJOWYCH PROJEKTACH NAUKOWO-BADAWCZYCH				
Udział w projekcie w charakterze	kierownika	0	1	1
	wykonawcy	1	13	14
UDZIAŁ W MIĘDZYNARODOWYCH PROJEKTACH NAUKOWO-BADAWCZYCH				
Udział w projekcie w charakterze	kierownika	0	0	0
	wykonawcy	0	1	1
POZOSTAŁA DZIAŁALNOŚĆ NAUKOWO-BADAWCZA				
Recenzje artykułów opublikowanych w czasopiśmie		0	6	6
Udzielone patenty i zgłoszenia patentowe		0	6	6
Recenzje projektów badawczych		0	1	1
Nagrody za działalność naukową		0	1	1
Wygłoszenie referatów na konferencjach	krajowych	5	13	18
	międzynarodowych	5	22	27
WSKAŹNIK OCENY DOROBKU NAUKOWEGO				
Indeks Hirscha według bazy Web of Science				h = 7
Liczba cytowań publikacji według bazy Web of Science				n = 109
Sumaryczny impact factor według listy Journal Citation Reports				IF = 14,82
Sumaryczny impact factor według listy Journal Citation Reports w publikacjach, w których byłem pierwszym autorem				IF = 6,95