



Wojskowa Akademia Techniczna

im. Jarosława Dąbrowskiego

Wydział Mechatroniki, Uzbrojenia i Lotnictwa
Instytut Techniki Rakietowej i Mechatroniki

ppor. mgr inż. Natalia Daniel

Rozprawa doktorska

***Analiza wpływu czynników dynamicznych i stymulacji
wirtualnej na charakterystyki zmęczenia
nerwowo-mięśniowego w cyklicznym wysiłku fizycznym***

***Analysis of the influence of dynamic factors and virtual stimulation
on neuromuscular fatigue characteristics in cyclic physical exercise***

Promotor: prof. dr hab. inż. Jerzy Małachowski
Promotor pomocniczy: dr hab. inż. Wojciech Kaczmarek

Warszawa, 2026

(strona celowo zostawiona pusta)

SPIS TREŚCI

Streszczenie.....	5
Streszczenie w j. angielskim	7
Słownik skrótów	9
Podziękowania	10
1. Wykaz publikacji będących podstawą rozprawy doktorskiej.....	11
2. Cel pracy	12
3. Przegląd literatury i uzasadnienie podjęcia tematyki badawczej	17
4. Badania eksperymentalne.....	24
4.1. Badania wstępne.....	24
4.2. Badania główne (dotyczące oceny wysiłku wioślarzy podczas długotrwałych ćwiczeń na ergometrze)..	30
4.2.1. Obiekt badań.....	30
4.2.2. Metodyka badań zmęczenia na ergometrze wioślarskim	30
4.2.3. Wykorzystana aparatura	30
4.2.4. Przebieg badań.....	36
5. Analiza charakterystyk zmęczenia mięśni.....	38
5.1. Opis algorytmu wyznaczania zmęczenia mięśni z wykorzystaniem DWT w aspekcie zmiany położenia kończyny dolnej w ruchu dynamicznym	38
5.1.1. Podstawy teoretyczne analizy falkowej.....	38
5.1.2. Algorytm wyznaczania zmęczenia mięśni z wykorzystaniem DWT	39
5.2. Implementacja i weryfikacja autorskiego algorytmu w badaniach eksperymentalnych.....	43
5.3. Analiza wpływu zdolności siłowych oraz poziomu zaawansowania sportowego na dynamikę zmęczenia mięśniowego.....	45
5.4. Wpływ środowiska wirtualnej rzeczywistości (VR) na dynamikę zmęczenia mięśniowego – analiza porównawcza.....	46
5.5. Porównanie wyników zmęczenia w wariancie bez zastosowania technologii VR oraz z technologią VR	48
5.5.1. Procedura akwizycji i przetwarzania danych dla analizowanych warunków eksperymentalnych	49
5.5.2. Wyniki indywidualne	49
5.5.3. Wyniki grupowe	50
5.5.4. Ograniczenia eksperymentu oraz kierunki dalszych prac badawczych	52
6. Podsumowanie i wnioski.....	54
7. Synteza metodyczna i perspektywy rozwoju systemów detekcji zmęczenia w aspekcie wyzwań ruchu dynamicznego	56
7.1. Wyzwania standaryzacyjne i specyfika sygnału niestacjonarnego.....	56
7.2. Synergia sztucznej inteligencji i analizy falkowej.....	56

7.3. Integracja multimodalna i horyzonty badawcze	57
8. Oryginalne elementy rozprawy doktorskiej	58
9. Kierunki dalszych badań	60
Bibliografia	62

Streszczenie

Głównym celem naukowym podjętych badań było opracowanie metodyki i zweryfikowanie możliwości jej zastosowania do wyznaczenia charakterystyk zmęczeniowych mięśni kończyn dolnych w ruchu dynamicznym. Motywacją do podjęcia tematu dysertacji była ograniczona liczba prac naukowych dotyczących niniejszej tematyki, która w przeważającej mierze koncentruje się na analizie zmęczenia w warunkach statycznych. W przeciwieństwie do warunków statycznych, cykliczny wysiłek fizyczny determinuje szereg czynników dynamicznych, obejmujących ciągłe wahania zmiennych kinematycznych i kinetycznych. Te uwarunkowania mechaniczne wprowadzają istotne wyzwania pomiarowe, takie jak wysoka niestacjonarność rejestrowanego sygnału sEMG, zaburzenia wynikające z przesunięcia elektrod względem pracującego mięśnia oraz powstawanie licznych artefaktów ruchowych, co znacząco ogranicza efektywność zastosowania tradycyjnych metod analizy częstotliwościowej.

W ramach realizacji celów częściowych przeprowadzono wieloetapowe eksperymenty. W fazie wstępnej zintegrowano sensory mechatroniczne elektromiografii powierzchniowej (sEMG) oraz spektroskopii bliskiej podczerwieni (fNIRS) w celu monitorowania aktywności mięśniowej i utlenowania tkanek podczas biegu na bieżni oraz ćwiczeń na platformie step. Doświadczenia te pozwoliły na opracowanie metodyki pomiarowej i obliczeniowej, co doprowadziło do decyzji o wykorzystaniu ergometru wioślarskiego do realizacji badań głównych. Ergometr wioślarski zapewnia wysoką powtarzalność ruchu cyklicznego podczas ćwiczeń, co jest krytyczne dla standaryzacji pomiarów dla określonej grupy sportowców.

Kluczowym osiągnięciem pracy jest autorski algorytm obliczeniowy, dzięki któremu dokonywana jest segmentacja sygnału EMG rejestrowanego podczas ćwiczeń na ergometrze wioślarskim na podstawie zmian kąta zgięcia kończyny dolnej w kolanie, monitorowanego przy użyciu markerów. Każdy cykl ruchu poddawany był dekompozycji z wykorzystaniem dyskretnej transformaty falkowej (DWT). Wybór falki macierzystej Daubechies 4 (db4) podyktowany był jej charakterystyką czasowo-częstotliwościową, która odzwierciedla naturę sygnałów sEMG w warunkach dynamicznych. Pozwoliło to na wyznaczenie rozkładu mediany częstotliwości (MDF) i obliczenie współczynnika nachylenia prostej regresji liniowej, stanowiącego obiektywny, ilościowy wskaźnik zmęczenia mięśniowego.

Badania główne charakterystyk zmęczeniowych mięśni kończyn dolnych w ruchu dynamicznym objęły grupę 8 zawodników sekcji wioślarskiej AZS WAT. Testy zrealizowano

w dwóch wariantach: klasycznym oraz z implementacją immersyjnego środowiska wirtualnej rzeczywistości (VR), opracowanego na potrzeby dysertacji w silniku Unreal Engine 5. Środowisko VR symulowało realistyczny spływ rzeką w terenie zalesionym, dostarczając uczestnikom dodatkowych bodźców wzrokowych i akustycznych. Analiza statystyczna wykazała, że choć sceneria VR wpływa na subiektywne odczucia i emocje, nie modyfikuje ona w sposób istotny statystycznie fizjologicznego narastania zmęczenia mierzonego parametrem MDF ($p > 0.05$).

Dodatkowo w ramach przeprowadzonych badań zweryfikowano wpływ siły mięśniowej uczestników oraz ich dotychczasowych osiągnięć sportowych na wskaźniki zmęczenia. Wykazano, że opracowana metoda jest niezależna od bezwzględnej siły generowanej przez zawodników, co świadczy o jej wysokiej obiektywności i przydatności w monitorowaniu procesu zmęczenia niezależnie od predyspozycji siłowych. Praca kończy się na wskazaniu kierunków dalszych badań, takich jak integracja sygnałów fNIRS z mózgu w środowisku VR oraz zastosowanie algorytmów sztucznej inteligencji do predykcji momentu wystąpienia zmęczenia krytycznego.

Streszczenie w j. angielskim

The primary scientific objective of the research undertaken was to develop a methodology and verify the feasibility of its application in determining the fatigue characteristics of lower limb muscles during dynamic movement. The motivation for addressing the subject of this dissertation was the limited number of scientific studies concerning this topic, which predominantly focus on the analysis of fatigue under static conditions. In contrast to static conditions, cyclic physical exertion involves a series of dynamic factors, encompassing continuous fluctuations in kinematic and kinetic variables. These mechanical conditions introduce significant measurement challenges, such as the high non-stationarity of the recorded sEMG signal, disturbances resulting from the shift of electrodes relative to the active muscle, and the generation of numerous motion artifacts, which significantly limits the effectiveness of classical frequency-domain analysis methods.

Within the framework of achieving the specific objectives, multi-stage experiments were conducted. In the preliminary phase, mechatronic surface electromyography (sEMG) sensors and functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) were integrated to monitor muscle activity and tissue oxygenation during treadmill running and step platform exercises. These experiments allowed for the development of a measurement and computational methodology, which led to the decision to utilize a rowing ergometer for the main studies. The rowing ergometer ensures high repeatability of cyclic movement during exercises, which is critical for standardizing measurements for a specific cohort of athletes.

A key achievement of this work is a proprietary computational algorithm that enables the segmentation of the EMG signal recorded during ergometer exercises based on changes in the knee joint flexion angle, monitored using kinematic markers. Each movement cycle was subjected to decomposition using the Discrete Wavelet Transform (DWT). The selection of the Daubechies 4 (db4) mother wavelet was dictated by its time-frequency characteristics, which reflect the nature of sEMG signals under dynamic conditions. This allowed for the determination of the median frequency (MDF) distribution and the calculation of the linear regression slope coefficient, constituting an objective, quantitative indicator of muscle fatigue.

The main investigations of the characteristics of lower limb muscles in dynamic movement involved a group of 8 athletes from the AZS WAT rowing section. The tests were executed in two variants: a classical protocol and one implementing an immersive virtual reality (VR) environment, developed specifically for the dissertation using Unreal Engine 5.

The VR environment simulated a realistic river descent in a forested terrain, providing participants with additional visual and acoustic stimuli. Statistical analysis demonstrated that although the VR scenery influences subjective sensations and emotions, it does not statistically significantly modify the physiological progression of fatigue as measured by the MDF parameter ($p > 0.05$).

Additionally, as part of the research conducted, the impact of the participants' muscle strength and their prior sports achievements on the fatigue indices was verified. It was demonstrated that the developed method is independent of the absolute force generated by the athletes, which evidences its high objectivity and utility in monitoring the fatigue process regardless of strength predispositions. The work concludes by indicating directions for further research, such as the integration of brain fNIRS signals within a VR environment and the application of artificial intelligence algorithms to predict the moment of critical fatigue onset.

Słownik skrótów

sEMG - elektromiografia powierzchniowa (ang. surface electromyography)

fNIRS - funkcjonalna spektroskopia bliskiej podczerwieni (ang. functional near-infrared spectroscopy)

VR - rzeczywistość wirtualna (ang. virtual reality)

DWT – dyskretna transformata falkowa (ang. discrete wavelet transform)

AZS WAT - Akademicki Związek Sportowy Wojskowej Akademii Technicznej (ang. Academic Sports Association of the Military University of Technology)

FFT – szybka transformata Fouriera (ang. fast Fourier transform)

STFT - krótkoczasowa transformata Fouriera (ang. short-time Fourier transform)

WT - transformata falkowa (ang. wavelet transform)

MNF - mediana częstotliwości (ang. median frequency)

MDF - średnia częstotliwości (ang. mean frequency)

HHb - hemoglobina nieutlenowana (ang. deoxygenated hemoglobin)

O2Hb - hemoglobina utlenowana (ang. oxygenated hemoglobin)

GAS - mięsień brzuchaty łydki (ang. gastrocnemius)

BF - mięsień dwugłowy uda (ang. biceps femoris)

RF - mięsień prosty uda (ang. rectus femoris)

SENIAM - surface EMG for non-invasive assessment of muscles

RPE - wskaźnik odczuwalnego wysiłku (ang. rating of perceived exertion)

HR - częstość akcji serca (ang. heart rate)

BMI - wskaźnik masy ciała (ang. body mass index)

SPM - pociągnięć na minutę (ang. strokes per minute)

UE5 – silnik graficzny Unreal Engine 5 (ang. Unreal Engine 5)

MVC - maksymalny dobrowolny skurcz (ang. maximum voluntary contraction)

CWT - ciągła transformata falkowa (ang. continuous wavelet transform)

PSD - gęstość widmowa mocy (ang. power spectral density)

ANOVA - analiza wariancji (ang. analysis of variance)

SVM - maszyna wektorów nośnych (ang. support vector machine)

CNN - konwolucyjna sieć neuronowa (ang. convolutional neural network)

LSTM - sieć o długiej pamięci krótkotrwałej (ang. long short-term memory)

Podziękowania

Szczególne wyrazy wdzięczności kieruję do mojego Promotora, Pana Profesora Doktora Habilitowanego Inżyniera Jerzego Małachowskiego za nieocenioną pomoc merytoryczną, inspirujące dyskusje oraz cierpliwość okazaną na każdym etapie powstawania niniejszej dysertacji.

Słowa podziękowania składam również wszystkim osobom, które wspierały mnie w realizacji czasochłonnych eksperymentów co było kluczowe dla powodzenia podjętych prac. Dziękuję również Panu Doktorowi Kamilowi Sybilskiemu za stworzenie atmosfery sprzyjającej rozwojowi naukowemu, która pozwoliła mi na sfinalizowanie tego projektu.

1. Wykaz publikacji będących podstawą rozprawy doktorskiej

W ramach pracy doktorskiej opublikowano pięć artykułów w czasopismach naukowych z Impact Factor (IF), które są uwzględnione na oficjalnej liście MNiSW. Kolejność prac jest zależna od daty publikacji, od stopnia skomplikowania omawianych w nich zagadnień oraz postępu w realizacji badań w zakresie podjętej tematyki.

- [P1] Natalia Daniel, Kamil Sybilski, Wojciech Kaczmarek, Dariusz, Siemiaszko and Jerzy Małachowski, *Relationship between EMG and fNIRS during Dynamic Movements*, Sensors, Volume 23, Number 11, 2023, DOI: [10.3390/s23115004](https://doi.org/10.3390/s23115004), IF 3,5, punkty MNiSW: 100 pkt.

- [P2] Natalia Daniel and Jerzy Małachowski, *Wavelet analysis of the EMG signal to assess muscle fatigue in the lower extremities during symmetric movement on a rowing ergometer*, Acta Bioeng. Biomech., Volume 25, Number 2, 2023, DOI: [10.37190/ABB-02282-2023-01](https://doi.org/10.37190/ABB-02282-2023-01), IF 1,0, punkty MNiSW: 100 pkt.

- [P3] Natalia Daniel, Jerzy Małachowski, Kamil Sybilski, and Dariusz Siemiaszko, *Quantitative assessment of muscle fatigue during rowing ergometer exercise using wavelet analysis of surface electromyography (sEMG)*, Front. Bioeng. Biotechnol., Volume 12, 2024, DOI: [10.3389/fbioe.2024.1344239](https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1344239), IF 4,8, punkty MNiSW: 100 pkt.

- [P4] Natalia Daniel, Jerzy Małachowski, Kamil Sybilski, Dariusz Siemiaszko and Kamil Klicki, *Research on the influence of virtual reality on muscle fatigue during rowing ergometer exercise – pilot study*, PLOS One, Volume 21, Pages 1-15, 2026, DOI: [10.1371/journal.pone.0342166](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0342166), IF 2.6, punkty MNiSW: 100 pkt.

- [P5] Natalia Daniel, Jerzy Małachowski, Kamil Sybilski and Michalina Błażkiewicz, *Muscle Fatigue in Dynamic Movement: Limitations and Challenges, Experimental Design, and New Research Horizons*, Bioengineering, Volume 13, Number 2, 2026, DOI: [10.3390/bioeng13020248](https://doi.org/10.3390/bioeng13020248), IF 3.7, punkty MNiSW: 20 pkt.

2. Cel pracy

Głównym celem niniejszej rozprawy doktorskiej było opracowanie oryginalnej metodyki badawczej i zweryfikowanie możliwości jej zastosowania do wyznaczenia charakterystyk zmęczenia mięśni w ruchu dynamicznym. Zaproponowane podejście do rozwiązania sformułowanego problemu naukowego obejmuje badania eksperymentalne oraz przetwarzanie zarejestrowanych danych pomiarowych według zaproponowanego algorytmu bazującego na dyskretnej transformacie falkowej (ang. *discrete wavelet transform*, DWT). W celu osiągnięcia założonego celu dysertacji konieczne było osiągnięcie następujących celów częściowych:

1. Przeprowadzenie analizy literaturowej w obszarze tematyki problemu badawczego podjętego w dysertacji.
2. Opracowanie metody integracji czujników mechatronicznych do rejestracji sygnałów pomiarowych odwzorowujących zmiany zachodzące w mięśniach podczas ruchu dynamicznego.
3. Dokonanie selekcji i charakterystyki obiektu badawczego.
4. Zaproponowanie metodyki badawczej umożliwiającej rejestrację sygnałów pomiarowych wybranych grup mięśniowych kończyny dolnej oraz odwzorowujących ich stan zmęczenia podczas ruchu dynamicznego.
5. Opracowanie autorskiego algorytmu obliczeniowego do określenia stanu zmęczenia grupy mięśni kończyny dolnej opartego o segmentację sygnału elektromiograficznego (ang. *electromyography*, EMG) (wykonaną na podstawie funkcji zmiany kąta zgięcia nogi w kolanie w czasie) oraz DWT.
6. Wykonanie badań eksperymentalnych z użyciem ergometru wioślarskiego celem wyznaczenia wskaźników zmęczenia mięśni kończyny dolnej grupy uczestników wytypowanej do badań na podstawie wcześniejszego wywiadu o stanie zdrowia.
7. Zaproponowanie i opracowanie dedykowanej scenarii wirtualnej rzeczywistości (ang. *virtual reality*, VR) wspomagającej ćwiczenie z użyciem ergometru wioślarskiego w celu sprawdzenia wpływu VR na stan zmęczenia mięśni kończyny dolnej.
8. Wykonanie badań eksperymentalnych celem wyznaczenia wskaźników zmęczenia wybranych grup mięśniowych (kończyny dolnej) dla badanej grupy uczestników z wykorzystaniem dodatkowej scenarii VR.

9. Porównanie uzyskanych wyników badań odwzorowujących stan zmęczenia mięśni w trakcie ćwiczeń na ergometrze wiosłarskim bez wykorzystania VR i z wykorzystaniem VR.
10. Propozycja praktycznego zastosowania wykonanych badań oraz opracowanego modelu i metodyki oraz wskazanie kierunków badawczych w badaniach nad zmęczeniem mięśni dotyczących ruchu dynamicznego.

Pierwszy etap podjętych rozważań naukowych dotyczył badań wstępnych, które polegały na integracji sensorów mechatronicznych tj. czujników elektromiografii powierzchniowej (ang. *surface electromyography*, sEMG) oraz funkcjonalnej spektroskopii bliskiej podczerwieni (ang. *functional near-infrared spectroscopy*, fNIRS) na mięśniach kończyny dolnej w celu określenia zmian ich aktywności podczas dowolnego ruchu dynamicznego. W ramach tego etapu, pierwsza z podjętych prób, polegała na integracji wymienionych sensorów dla przypadku wysokiej aktywności kończyny dolnej podczas treningu polegającego na biegu po bieżni oraz ćwiczeń wykonywanych na platformie treningowej typu step. Efektem przeprowadzonych badań były wyniki i wnioski przedstawione w pierwszej publikacji [P1]. W pracy, w szczególności zaprezentowano zależności zmian utlenowania oraz aktywności mięśni oraz potencjalny wpływ stopnia wytrenowania osób badanych na osiągnięte przez nie wyniki. Ponadto, w artykule przedstawiono problem dotyczący wpływu aktywności sportowej badanych na stabilizację sygnału, a tym samym podobieństwa kształtu charakterystyki rejestrowanego sygnału pomiarowego. Z uwagi na dużą liczbę zmiennych parametrów wpływających na rejestrowane sygnały, w tym duże wahania sygnału związane z ruchem kończyn, badano związek pomiędzy sygnałami elektromiograficznymi (ang. *electromyography*, EMG) oraz fNIRS. Na podstawie przeprowadzonych badań wstępnych w trakcie ruchu dynamicznego stwierdzono, iż należałoby opracować metodykę badawczą pozwalającą zminimalizować wpływ wymienionych czynników utrudniających interpretację i analizę uzyskanych wyników. W trakcie przeprowadzonych testów, konsultacji oraz analiz literaturowych zdecydowano, iż test z użyciem ergometru wiosłarskiego (z uwagi na jego stacjonarny charakter wynikający z budowy urządzenia) pozwoliłby na ujednolicenie pomiaru dla większej grupy badanych osób. Etap doboru odpowiedniego typu sportu okazał się kluczowy z uwagi na dobór docelowego sprzętu pomiarowego. W związku z tym w pracy skupiono się na wykorzystaniu czujników EMG mając na względzie ich integrację z dodatkowym wyposażeniem w postaci urządzenia do projekcji dodatkowych środowisk VR.

W kolejnym etapie opracowywanej metodyki badawczej zaproponowano zmianę formy aktywności fizycznej, w trakcie której rejestrowano sygnały pomiarowe dotyczące stanu zmęczenia mięśni podczas aktywności fizycznej. Aktywność biegową zastąpiono ćwiczeniem na ergometrze wioślarskim. W trakcie ćwiczeń rejestrowano aktywność bioelektryczną mięśni kończyn dolnych za pomocą sEMG. Podczas prowadzonych testów uwzględniono istotne wymagania formalne dotyczące rekrutacji i kwalifikacji uczestników badań, zaproponowano harmonogram przebiegu badań, określono sposób zestawienia, archiwizacji oraz przetwarzania danych bazując na zdobytym doświadczeniu własnym oraz na bazie przeprowadzonej analizy literatury naukowej z niniejszej tematyki.

W trzecim etapie opracowano autorski algorytm obliczeniowy do wyznaczania stanu zmęczenia mięśni kończyny dolnej w trakcie ćwiczeń z użyciem ergometru wioślarskiego. Podstawę algorytmu stanowiła analiza ruchu polegająca na wykonaniu segmentacji sygnału EMG na podstawie zmiany wartości kąta zgięcia kończyny dolnej w kolanie, a w dalszej kolejności na wyznaczeniu parametrów zmęczeniowych za pomocą DWT. Szczegółowy opis algorytmu oraz sprawdzenie poprawności jego działania na podstawie danych uzyskanych z trzykrotnego pomiaru dla jednego uczestnika scharakteryzowano w artykule [P2].

Czwarty etap pracy dotyczył realizacji dalszych badań eksperymentalnych polegających na treningu ośmiu zakwalifikowanych do testów uczestników z wykorzystaniem ergometru wioślarskiego. Głównym celem zaproponowanych badań była weryfikacja poprawności zastosowanego modelu matematycznego wykorzystanego do wyznaczenia krzywej regresji liniowej mediany częstotliwości (ang. *median frequency*, MDF) na podstawie zmiany kąta zgięcia kończyny dolnej w kolanie w funkcji czasu wykorzystując do tego celu przetwarzanie danych za pomocą DWT. W efekcie zastosowania modelu otrzymano parametry nachylenia prostej regresji liniowej MDF stanowiącej wskaźniki zmęczenia poszczególnych grup mięśniowych. Na tym etapie sprawdzono również potencjalny wpływ wartości momentu siły oraz osiąganych przez uczestników wyników na zmęczenie mięśni. Do tego celu wykonano dodatkowy pomiar momentu siły na dynamometrze izokinetycznym. Wyniki otrzymane na podstawie przeprowadzonego testu dla grupy składającej się z 8 uczestników sekcji sportowej AZS WAT zaprezentowano w trzecim z opublikowanych w cyklu artykułów [P3].

W piątym etapie prowadzonych rozważań zaproponowano i opracowano dedykowaną scenierię VR do sprawdzenia jej wpływu na stan zmęczenia mięśni podczas treningu z użyciem ergometru wioślarskiego. Zaproponowana w środowisku VR sceneria została wykonana zgodnie z przyjętą hipotezą dotyczącą potencjalnego wpływu stymulacji organizmu w tym mięśni poprzez bodźce wzrokowe oraz dźwiękowe na stan zmęczenia mięśni kończyny

dolnej w trakcie obciążenia dynamicznego. Do tego celu wykorzystano środowisko wirtualne, w którym ergometr wiosłarski oraz przebieg ćwiczenia odzwierciedlono za pomocą wirtualnej łódki. Uczestnik testu, realizował go z założonymi na głowę goglami VR, gdzie w wirtualnej scenerii wykonywał ćwiczenie wiosłując w łódce podczas spływu rzeką w scenerii odwzorowującej teren górzysty. Dodatkowo w trakcie ćwiczenia odtwarzano ścieżkę dźwiękową odwzorowującą spływ łódką rzeką w środowisku naturalnym.

W etapie szóstym kontynuowano badania dotyczące oceny zmęczenia mięśni kończyny dolnej z wykorzystaniem ergometru wiosłarskiego z uwzględnieniem wpływu bodźców wzrokowych i dźwiękowych. Głównym celem prowadzonych testów z udziałem reprezentatywnej grupy zawodników Akademickiego Związku Sportowego Wojskowej Akademii Technicznej (ang. *Academic Sports Association of the Military University of Technology*, AZS WAT) było wyznaczenie wskaźników zmęczenia z uwzględnieniem wpływu zaproponowanej scenerii VR na zmianę zarejestrowanych sygnałów za pomocą czujników EMG. Badania te przeprowadzono zgodnie z opracowaną metodyką, a zarejestrowane w trakcie ich trwania sygnały pomiarowe przetworzono zgodnie z opracowanym algorytmem postępowania.

W etapie siódmym realizacji pracy, zestawiono uzyskane wyniki i wykonano ich analizę porównawczą. W badaniu przyjęto rygorystyczne założenia metodyczne. Zastosowano jednolitą technikę pomiaru sygnałów EMG dla wszystkich uczestników. Każdy badany wykonał tę samą liczbę powtórzeń ćwiczenia. Zadbano również o zachowanie identycznych warunków początkowo-brzegowych przed i po ekspozycji na symulację VR. Takie podejście umożliwiło przeprowadzenie analizy statystycznej za pomocą testu Wilcoxona. Jej celem było sprawdzenie potencjalnego wpływu VR na zmęczenie mięśni u sportowców z sekcji AZS WAT. Wyniki analizy porównawczej, stanowiącej podsumowanie przeprowadzonych badań eksperymentalnych zaprezentowano w czwartym z opublikowanych w cyklu artykułów [P4].

Ósmy etap pracy poświęcono podsumowaniu nowej metodyki. Wskazano w nim, że rozwiązanie to wypełnia braki w istniejącej literaturze przedmiotu. Dotyczy to dwóch głównych obszarów. Pierwszym z nich jest badanie zmęczenia podczas ruchu dynamicznego. Drugi obejmuje problematykę przetwarzania sygnałów przy ocenie zmęczenia mięśni. Podjęta tematyka badawcza ma charakter wielowątkowy, dlatego też zarówno problematyka integracji sprzętu, zastosowania właściwej metody obliczeniowej jak i dobór typu wykonywanych ćwiczeń w trakcie pomiaru zmęczenia mięśni może być rozpatrywany wieloaspektowo. Ponadto w niniejszym etapie zdefiniowano również szereg czynników, które w znaczącym stopniu mogą pomóc przy opracowywaniu kolejnych testów dedykowanych do badania

zmęczenia innych grup mięśni w oparciu o analizę ruchu. Szczególnie ważnym kierunkiem przyszłych prac jest kontynuacja badań z wykorzystaniem VR. Należy stale doskonalić tę metodykę, uwzględniając różne typy wirtualnych środowisk oraz rozwój technologiczny sprzętu. Dodatkowo proponuje się zastosowanie algorytmów sztucznej inteligencji, w związku z faktem, iż ich potencjalne wdrożenie może pomóc rozwiązać trudności związane z prowadzeniem długotrwałych eksperymentów w ruchu dynamicznym [P5].

3. Przegląd literatury i uzasadnienie podjęcia tematyki badawczej

Problematyka oceny stanu zmęczenia mięśni, ich aktywności w trakcie ruchu z uwzględnieniem wysiłku podczas obciążenia dynamicznego to zagadnienie szeroko rozumiane oraz wzbudzające ogromne zainteresowanie naukowców w wielu dziedzinach takich jak sport, inżynieria biomedyczna, medycyna czy fizjoterapia [1–4].

Zmęczenie mięśni jest definiowane jako obniżenie maksymalnej siły lub mocy generowanej (wysiłku energetycznego) w odpowiedzi na skurcz mięśni [1,5]. Ocena stanu zmęczenia mięśni to złożony problem naukowy. Można go rozwiązać, stosując sEMG. Metoda ta pozwala na rejestrację sygnałów mięśniowych podczas różnych rodzajów ruchu. Jej zastosowanie ułatwia zrozumienie procesu zmęczenia mięśni. Jest to szczególnie przydatne w trakcie wysiłku fizycznego o różnej intensywności [6]. Zmęczenie to proces biochemiczny, który powoduje między innymi zmiany aktywności elektrycznej mięśni. Można je wykryć w sygnale EMG jako przesunięcia częstotliwości oraz wahania amplitudy [7]. Stan ten najczęściej jest efektem aktywności fizycznej. Mimo to, większość badań opisywanych w literaturze skupia się na ilościowej ocenie zmęczenia wywołanego wyłącznie statycznymi skurczami mięśni [8].

Ruch w aspekcie ilościowego zmęczenia mięśni rozpatrywany jest jako statyczny i dynamiczny. Ruch statyczny charakteryzuje się występowaniem długotrwałych skurczów mięśni w jednej pozycji, najczęściej ruch ten jest krótki i wymaga dużego wysiłku. Z kolei ruch dynamiczny to ruch, w którym zarówno siła jak i postawa ciała w trakcie jego trwania są zmienne [9]. Ruch dynamiczny charakteryzuje się często długim czasem trwania oraz siłą wymaganą do jego realizacji mogącą zmieniać się w zależności od typu wykonywanych ćwiczeń. Jak wspomniano wcześniej, metody ilościowe wyznaczania stanu (intensywności) zmęczenia dotyczą głównie ruchu statycznego i charakteryzują się one wyższą dokładnością. Wynika to z samej specyfiki i stabilności tego rodzaju wysiłku. Mimo to, w szeroko pojętej analizie biomechanicznej dominuje badanie w warunkach dynamicznych. To właśnie w tej dziedzinie sygnały EMG znalazły swoje najszersze zastosowanie.

Metody analizy sygnału EMG pod kątem przydatności w ocenie zmęczenia mięśni są wykorzystywane do obydwu scharakteryzowanych po krótko rodzajów ruchu. W literaturze opisanych jest szereg metod pozwalających analizować dane pomiarowe uzyskane podczas badania elektromiograficznego. Wśród tych metod można wyróżnić szeroko stosowane transformaty: szybką transformatę Fouriera (ang. *fast Fourier transform*, FFT) [10–13],

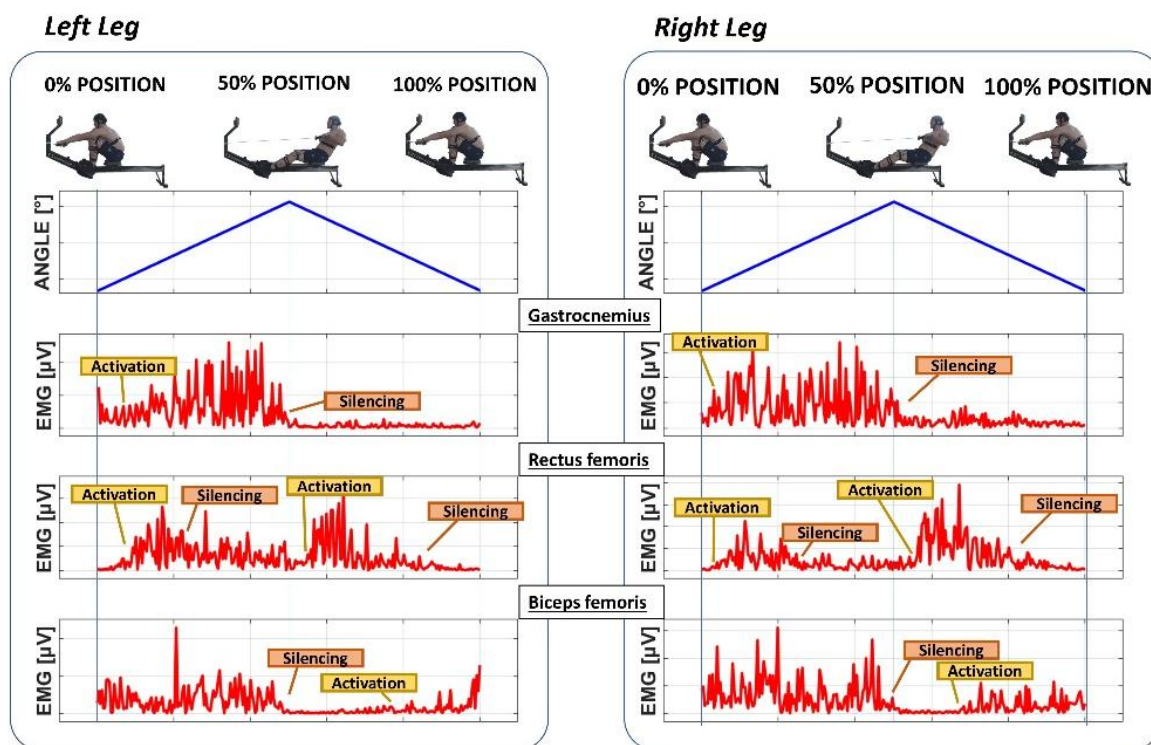
krótko-czasową transformatę Fouriera (ang. *short-time Fourier transform*, STFT) [14,15] oraz transformatę falkową (ang. *wavelet transform*, WT) [15–18]. Z uwagi na fakt, że sygnał EMG ma charakter niestacjonarny, sugeruje się, że użycie FFT może okazać się mało efektywne [19], dlatego często w przypadku tego typu sygnału wykorzystuje się STFT lub WT [13]. STFT pozwala na implementację okna o zadanej szerokości w celu spełnienia wymogu stacjonarności. Warto jednak zwrócić uwagę na to, że dobór szerokości okna może wpłynąć na rozdzielczość czasową lub częstotliwościową [13,20]. Ponadto, w przypadku ruchu statycznego i dynamicznego STFT charakteryzuje się niższą rozdzielczością i gorszą dokładnością niż WT [20–22].

Jedną z najpopularniejszych metod ilościowej oceny zmęczenia mięśni na podstawie nieinwazyjnych pomiarów sEMG jest analiza parametrów częstotliwościowych sygnału EMG poprzez wyznaczenie średniej częstotliwości (ang. *mean frequency*, MNF) i MDF [23,24]. Liczne badania wykazały, że wzrost zmęczenia mięśni prowadzi do obniżenia wartości MDF i MNF w czasie [25–27]. Zjawisko to wynika bezpośrednio ze spadku prędkości przewodzenia potencjałów czynnościowych we włóknach mięśniowych [6]. W literaturze potwierdzono wysoką skuteczność parametrów MNF i MDF w ocenie zmęczenia. Ich zachowanie podczas analizy sygnałów EMG jest niemal analogiczne [23]. Aby uniknąć powielania informacji, zdecydowano o wykluczeniu parametru MNF z kolejnych etapów badań.

Niemniej w przypadku ruchu dynamicznego ograniczenia te są dużo większe i trudniej je eliminować. Główne ograniczenia związane z pomiarem EMG w ruchu dynamicznym, a w konsekwencji w ilościowym określeniu zmęczenia mięśni podczas tego ruchu to: niestacjonarność sygnału, możliwość przesunięć elektrod, przewodność tkanki mięśniowej, czas aktywacji mięśni, niewiarygodność bezwzględnych wartości amplitudy EMG, konieczność zastosowania zaawansowanych metod w zakresie przetwarzania sygnału, czy też prędkość przewodzenia [9,28]. Realizacja eksperymentów na dużej próbie badawczej w warunkach ruchu dynamicznego takiego jak bieg, napotyka na pewne trudności. Ograniczenia te wynikają przede wszystkim ze znacznych różnic w indywidualnych predyspozycjach badanych osób. Oznacza to, że zakres ruchomości kończyn (np. dolnych lub górnych) u każdego uczestnika jest inny. Przekłada się to bezpośrednio na zróżnicowany charakter pracy badanych grup mięśni. Kolejnym utrudnieniem podczas badań w ruchu dynamicznym są tzw. artefakty ruchowe, wywołane przemieszczaniem sprzętu umieszczonego na ciele uczestnika podczas realizacji ćwiczeń fizycznych. Istotną rolę odgrywają uwarunkowania psychologiczne, w tym stres, motywacja oraz stopień przygotowania do badania. Zmienne te sprawiają, że przebieg badania i ostateczne wyniki mają wysoce

indywidualny charakter. Warto dodać, że zmęczenie samych mięśni związane jest ze zmęczeniem całego organizmu [29]. W badaniach nad zmęczeniem mięśni w ruchu dynamicznym kluczowa jest odpowiednia standaryzacja warunków. Opracowana procedura pomiarowa musi być maksymalnie ujednolicona. Jej głównym celem jest zagwarantowanie, że badani będą wykonywać ruchy w sposób powtarzalny i zbliżony pod względem kinematycznym. Warunki testu powinny być jednak dostosowane do konkretnego typu rodzaju aktywności sportowej. Opisywanymi w literaturze przykładami aktywności sportowej w aspekcie zmęczenia w ruchu dynamicznym są między innymi: bieg, chód, skoki, wykonywanie przysiadów, ćwiczenia z wykorzystaniem ergometru rowerowego oraz ergometru wioślarskiego. W odróżnieniu od pozostałych rodzajów aktywności fizycznej, ergometr zarówno rowerowy jak i wioślarski posiada znaczącą zaletę umożliwiającą skuteczną ocenę stanu zmęczenia mięśni w ruchu dynamicznym. Warto podkreślić istotną rolę samego urządzenia treningowego. To właśnie jego konstrukcja wymusza konkretną postawę uczestnika. Dodatkowo sprzęt ten ściśle determinuje zakres wykonywanych ruchów. Dzięki temu kontrola prędkości oraz analiza poprawności przyjętej przez uczestnika techniki wykonywanego ruchu jest znacznie dokładniejsza niż w przypadku innych rodzajów aktywności sportowej.

Analiza ruchu dynamicznego podczas aktywności towarzyszącej wykonywaniu ćwiczeń sportowych może znacząco rozszerzyć możliwości oceny zmęczenia mięśni, poprzez dostarczanie dodatkowych informacji pochodzących np. z analizy ułożenia względem siebie poszczególnych części kończyn [30]. Przykładowym wykorzystaniem metod analizy ruchu jest określenie zależności między poziomem aktywacji mięśnia, a kątem zgięcia kolana podczas ćwiczenia na ergometrze wioślarskim (Rys. 1.).



Rys. 1. Przykładowa rejestracja sygnału EMG w zależności od kąta zgięcia kończyny dolnej w kolanie podczas jednego cyklu ruchu na ergometrze wioślarskim [P2]

Na stan zmęczenia mięśni, czy też zmęczenia całego organizmu, mogą wpływać dodatkowe elementy stymulowane za pomocą bodźców zewnętrznych, które można uwzględnić w kompleksowej analizie w warunkach ruchu dynamicznego. Do takich elementów można zaliczyć wprowadzenie dodatkowego obciążenia, które przyspieszałoby pojawienie się efektu zmęczenia, czy też zadanie zmiennych prędkości ruchu w wykonywanych ćwiczeniach. Dodatkowym czynnikiem mającym wpływ na stan zmęczenia mięśni w trakcie ruchu jest odpowiednie przygotowanie kondycyjne uczestników do realizacji danej aktywności sportowej. Wspomniany poziom przygotowania jest uwarunkowany między innymi od gotowości wysiłkowej uczestników, ich motywacji czy odpowiedniego nawodnienia organizmu. Na uzyskane wyniki wpływają również inne czynniki psychofizyczne. Należy do nich zaliczyć stopień relaksacji oraz zdolność koncentracji uczestnika. Bardziej wiarygodne wyniki można uzyskać dzięki odpowiedniemu przygotowaniu procedur, jak również korzystając z dodatkowych narzędzi stymulujących uczestników badań podczas wysiłku poprzez oddziaływanie za pomocą bodźców wzrokowych i akustycznych. Coraz chętniej wykorzystywanym narzędziem staje się w tym kontekście VR. Dotychczasowe badania oceniające wpływ różnych symulacji na stan zmęczenia przynoszą obiecujące rezultaty. Wykazano między innymi, że przebywanie w wirtualnym otoczeniu leśnym ma znacznie korzystniejszy wpływ na badanego niż symulacja przestrzeni miejskiej. Korzystny

wpływ takiego środowiska objawia się wyraźnym złagodzeniem stanów napięcia i stresu. Towarzyszy temu silna stymulacja pozytywnych doznań psychologicznych. Wspomniane czynniki psychologiczne mają istotny wpływ na parametry fizjologiczne, takie jak częstość akcji serca czy ciśnienie krwi. W przeprowadzonych badaniach wartości te nie różniły się jednak w zależności od rodzaju wirtualnego środowiska. Ich zmiany były uwarunkowane wyłącznie czasem trwania symulacji [31]. Należy również zwrócić uwagę, że praktyczna implementacja VR podczas aktywności fizycznej wiąże się z koniecznością wyposażenia uczestników w dodatkowe urządzenia, generujące obciążenie wynikające z ich masy własnej. Ponadto, długotrwała stymulacja mózgu za pomocą bodźców wzrokowych może doprowadzić do choroby symulacyjnej (ang. *cybersickness*). Choroba ta charakteryzuje się zwiększonym zmęczeniem, dezorientacją czy też zmniejszeniem motywacji [32,33]. W kontekście analizy zmęczenia mięśniowego zastosowanie technologii VR może prowadzić do dwojakich rezultatów. Symulacje wykorzystywane podczas ćwiczeń fizycznych mogą oddziaływać na uczestnika zarówno korzystnie, jak i niekorzystnie [P4].

Połączenie różnych scenarii wyświetlanych za pomocą VR z uwzględnieniem pomiaru sygnałów przy użyciu sensorów sEMG jest jednym z kierunków badań prowadzonych zarówno nad aktywnością jak i zmęczeniem mięśni [34,35]. Integracja gogli VR z czujnikami sEMG stanowi przedmiot wielu prac naukowych. Badacze analizują w nich między innymi wpływ środowisk 2D i VR na poprawę wyników sportowych, oceniając przy tym aktywność mięśniową [36]. Innym ważnym nurtem jest ocena wpływu samej zmiany wirtualnej scenarii. Taka modyfikacja obrazu traktowana jest jako dodatkowy bodziec dynamiczny, który może wpływać na poziom aktywacji mięśni przykładowo podczas treningu siłowego [34]. Niestety, na podstawie przeprowadzonego przeglądu literaturowego zauważono ograniczoną liczbę publikacji naukowych dotyczących problematyki ilościowego wyznaczania zmęczenia mięśni biorąc pod uwagę potencjalny wpływ wirtualnej rzeczywistości na zmęczenie [35], co więcej wysoce rekomendowanym jest prowadzenie dalszych prac w tym zakresie uwzględniając potrzebę wykonywania długotrwałych badań eksperymentalnych [37].

Poza powszechnie wykorzystywanymi metodami pomiarów pracy mięśni za pomocą czujników EMG można też zauważyć zastosowanie optycznych metod pomiarowych. Przykładem takiej metody jest fNIRS, czyli funkcjonalna spektroskopia bliskiej podczerwieni, wykorzystująca promieniowanie elektromagnetyczne o długości fali w zakresie 600-1000nm, które może przenikać przez tkanki biologiczne na głębokość kilku centymetrów w sposób bezinwazyjny. Światło podczerwone jest absorbowane przez hemoglobinę utlenowaną (ang. *oxygenated hemoglobin*, O₂Hb) i hemoglobinę nieutlenowaną (ang. *deoxygenated*

hemoglobin, HHb), a zmodyfikowane prawo Beera-Lamberta pozwala na obliczenie stężenia chromoforów (O₂Hb, HHb) na podstawie pomiarów absorbancji [38,39]. Za pomocą technologii fNIRS można monitorować zarówno zmiany aktywności mięśni jak i mózgu [39,40]. Wykorzystanie scharakteryzowanej metody pomiarowej fNIRS jest jednak ograniczone w przypadku ćwiczeń ruchowych, a sposób przetwarzania zarejestrowanego sygnału pomiarowego również nie jest szczegółowo opisany. Dodatkowym czynnikiem ograniczającym zakres aplikacyjny metody fNIRS są: kolor skóry, długość włosów oraz indywidualne cechy osobnicze, które wpływają na jakość otrzymywanych danych [41]. Jednoczesne zastosowanie VR oraz systemu fNIRS do analizy utlenowania mózgu stanowi wyzwanie techniczne. Połączenie obu technik pomiarowych w jednym badaniu jest utrudnione ze względu na znaczne gabaryty gogli VR, które mogą kolidować z czepkiem pomiarowym. Zadanie to wymaga odpowiedniego dopasowania komponentów systemów pomiarowych, tak aby zminimalizować wzajemny negatywny wpływ poszczególnych urządzeń.

Opisane w niniejszym rozdziale aspekty dowodzą, że zmęczenie mięśni to złożony, interdyscyplinarny problem naukowy. Badanie zmęczenia mięśni, zwłaszcza w kontekście ruchu dynamicznego, wymaga uwzględnienia wielu zmiennych, które wpływają na zachowanie się mięśni. W szczególności, pomiary elektromiograficzne odgrywają kluczową rolę w monitorowaniu zachowania się mięśni, co jest wynikiem procesów biochemicznych zachodzących podczas zmęczenia. Dodatkowo powszechnie stosowane metody przetwarzania sygnału pod kątem ilościowej oceny zmęczenia pomagają w bardziej dogłębnej analizie tego skomplikowanego zjawiska. Nie wszystkie te metody są jednak odpowiednio dobierane pod kątem analizy zmęczenia w ruchu dynamicznym. Dlatego też złożony charakter tych analiz wymusza integrację wielu technologii. Jednym z wyróżnionych podejść w tej dziedzinie jest wykorzystanie zaawansowanych metod analizy sygnałów, takich jak transformata falkowa. Metoda ta pozwala powiązać analizę sygnału ze zmianami ułożenia kończyny dolnej podczas pracy na ergometrze wioślarskim. Połączenie takich technik z innymi jak np. VR otwiera drogę do znacznie dokładniejszego zrozumienia mechanizmów narastania zmęczenia.

W celu realizacji założeń pracy zastosowano podejście eksperymentalne oraz analityczne do rozwiązania sformułowanego problemu badawczego, który w aspekcie biomechaniki związany był ze zrozumieniem istoty procesu aktywacji i zmęczenia mięśni podczas ruchu dynamicznego. W pierwszym etapie przeprowadzono analizę stanu literatury z zakresu podjętej problematyki, co umożliwiło identyfikację istniejących luk badawczych i utworzenie solidnych podstaw teoretycznych do opracowania metodyki i dla realizacji dalszych badań. Następnie, w celu monitorowania zmian aktywności mięśni i ich utlenowania podczas dynamicznych

ćwiczeń, zaproponowano wykorzystanie czujników mechatronicznych, takich jak sEMG i fNIRS. Ponadto dokonano selekcji właściwych urządzeń do realizacji ćwiczeń pozwalających na ocenę ruchu w warunkach dynamicznych oraz określono stosowne metody analityczne pozwalające na przetwarzanie i interpretację zarejestrowanych w trakcie badań sygnałów pomiarowych. Następnie, opierając się na wynikach ankiet rekrutacyjnych wyselekcjonowano grupę docelową uczestników badań. W dalszej kolejności podjęto decyzję o doborze urządzenia sEMG oraz implementacji technologii VR w celu oceny wpływu stymulowanych przy jej użyciu bodźców wzrokowych oraz dźwiękowych na proces zmęczenia badanej grupy mięśni w trakcie ruchu dynamicznego. Na podstawie podjętych w pracy rozważań opracowano autorski algorytm obliczeniowy, który wykorzystuje segmentację sygnału EMG bazującą na zmianie wartości kąta zgięcia kolana w funkcji czasu oraz analizę DWT do wyznaczania wskaźników zmęczenia mięśni. Na podstawie uzyskanych wyników badań eksperymentalnych, wykonanych bez oraz z użyciem dodatkowej stymulacji polegającej na zastosowaniu VR, dokonano porównania i oceny wpływu scenerii VR na zmęczenie mięśni oraz organizmu w trakcie ruchu dynamicznego. Sformułowane na podstawie analizy wnioski przyczyniły się do zrozumienia wielowymiarowej natury zmęczenia mięśni w ruchu dynamicznym oraz do wskazania kierunków przyszłych badań w tej dziedzinie.

4. Badania eksperymentalne

Wyznaczenie zmian procesów zachodzących w mięśniach w ruchu dynamicznym było możliwe dzięki wykonaniu badań oraz przeprowadzeniu obliczeń przy wykorzystaniu autorskich protokołów pomiarowych oraz zaproponowanego algorytmu obliczeniowego. Protokoły pomiarowe opracowano na podstawie literatury z uwzględnieniem wszystkim własnych doświadczeń zebranych w czasie realizacji badań próbnych nad oceną zmęczenia mięśni w ruchu dynamicznym. Ze względu na to, że badania te są fundamentem tej rozprawy, ich warunki, przebieg oraz wyniki zostały w syntetycznej formie przedstawione w następnym rozdziale pracy. Szczegółowy opis metodyki badawczej oraz pełne wyniki znajdują się w pracach [P1–P4]. Zawarte w pracach badania zostały podzielone na dwa etapy – etap wstępny oraz etap główny, zasadniczy. Badania eksperymentalne zakwalifikowanych uczestników z AZS WAT przeprowadzono na mocy decyzji Komisji Etyki Badań z Udziałem Ludzi przy SGGW numer 19/22 wydanej w dniu 21.03.2022 (Załącznik nr 1).

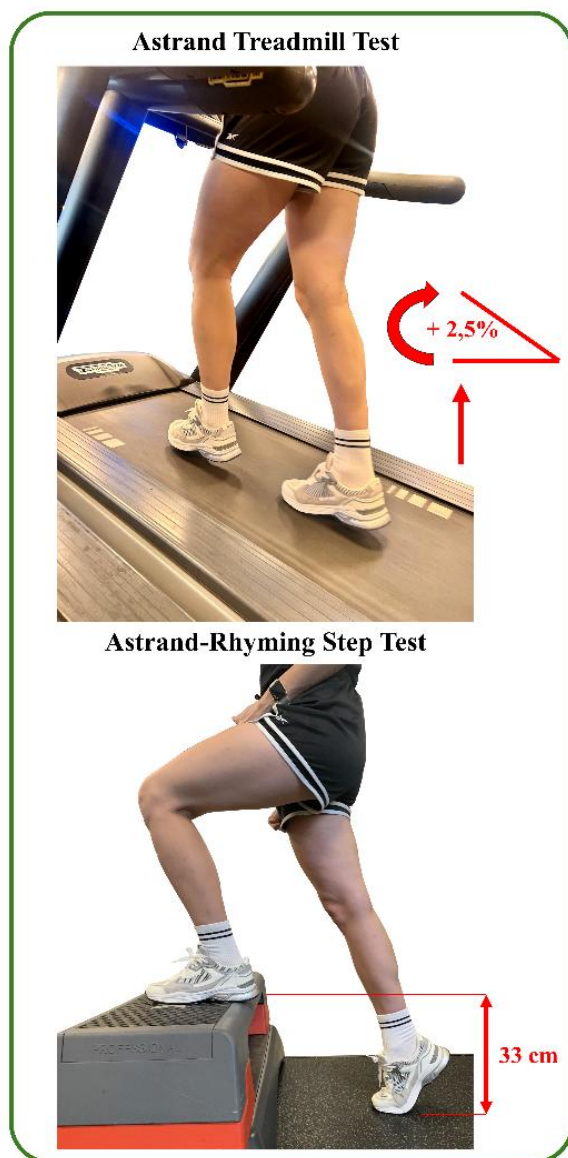
4.1. Badania wstępne

Celem badań wstępnych była analiza ukierunkowana na wskazanie podstawowych zależności między sygnałami EMG, a fNIRS podczas pracy mięśni kończyny dolnej. Szczegółowy opis zaproponowanych testów, metody ich realizacji, analizy i interpretacji uzyskanych wyników pomiarowych zamieszczono w publikacji [P1]. Badania wstępne miały doprowadzić do jednoznacznego wskazania typu aktywności fizycznej rekomendowanej do analizy w badaniach głównych. Ponadto, pozwoliły one na wytypowanie urządzeń treningowych sensorów pomiarowych oraz dodatkowej aparatury pomiarowej pozwalającej na szczegółową ocenę zmęczenia mięśni kończyny dolnej podczas ruchu dynamicznego. Podczas wyboru sprzętu sportowego uwzględniono fakt, iż docelowo, do badań głównych zaimplementowany zostanie dodatkowy aspekt w postaci stymulacji uczestników poprzez bodźce wzrokowe i dźwiękowe stanowiące element scenerii wirtualnej rzeczywistości. W trakcie pierwszego etapu badań wstępnych dokonano analizy wybranych typów aktywności sportowej w ruchu dynamicznym, angażujących pod względem zmęczenia maksymalnego kończyny dolne.

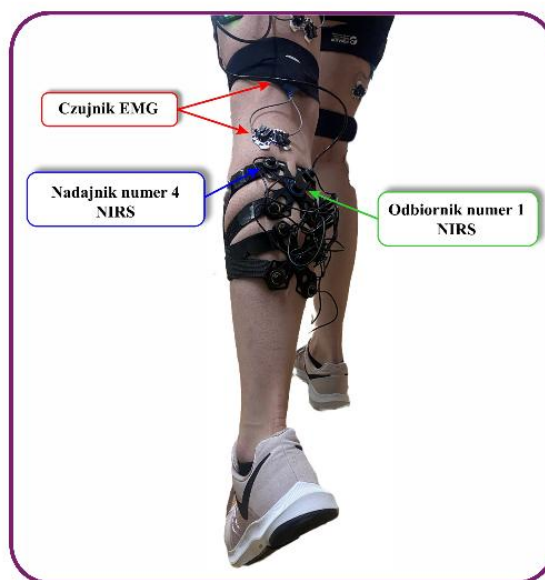
Aby uzyskać najwyższą jakości sygnałów pomiarowych i zminimalizować wpływ czynników zakłócających - takich jak nierówności podłoża czy niestabilność aparatury, testy zmęczeniowe przeprowadzono w kontrolowanych warunkach sali gimnastycznej. Wybór tego

środowiska badawczego wzorowano na dotychczasowej literaturze przedmiotu dotyczącej oceny intensywności wysiłku fizycznego. Podczas testów wykorzystano dwa protokoły ćwiczeń: test Astrand-Rhyming Step Test oraz test Astrand Treadmill Test z wykorzystaniem bieżni jako urządzenia treningowego. Wstępne pomiary EMG grup mięśniowych: mięsień brzuchaty łydki (ang. *gastrocnemius*, GAS), mięsień dwugłowy uda (ang. *biceps femoris*, BF) i mięsień prosty uda (ang. *rectus femoris*, RF) pozwoliły na ostateczny wybór mięśnia GAS jako obiektu optymalnego w najwyższym stopniu wyeksponowanego do dalszych pomiarów.

Głównym czynnikiem uzasadniającym wybór mięśnia GAS była przeprowadzona ocena wyników uzyskanych ze wstępnych pomiarów. Przetwarzanie sygnałów przeprowadzono w programie MATLAB R2022b (MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) skupiając się na ocenie obserwacji zakresu amplitud. Otrzymane wyniki wykazały, że sygnał rejestrowany z mięśnia brzuchatego łydki charakteryzuje się największą dynamiką zmian amplitudy, co czyni go optymalnym do dalszych badań. Wynika to między innymi z faktu, że podczas wysiłku ze zmiennym obciążeniem zarówno na bieżni (zgodnie z protokołem Astranda zakładającym bieg ze stałą prędkością przy początkowym nachyleniu bieżni 0% przez pierwsze 3 minuty biegu, a następnie wzrastającym o 2,5% co 2 minuty do maksymalnego zmęczenia uczestnika badania) jak i podczas wchodzenia na step (z częstotliwością 22,5 wejścia na minutę w czasie 5 minut) środek ciężkości ciała przenoszony jest na przedstopie. Wymaga to wygenerowania dużej siły podczas zgięcia podeszwowego, co z kolei determinuje maksymalny wzrost aktywności mięśnia GAS. Zarówno przyjęta metodyka jak również palpacyjna metoda lokalizacji grup mięśniowych zostały ustalone na drodze konsultacji eksperckich z fizjoterapeutami oraz trenerem kadry sportowej Wojskowej Akademii Technicznej. Podczas przyklejania elektrod po palpacji korzystano również z zaleceń procedur SENIAM (ang. *surface EMG for non-invasive assessment of muscles*). Na Rys. 2 zilustrowano fazę ruchu tj. wspięcie na palce (zginanie podeszwowe), w której następuje znaczny wzrost aktywności badanego mięśnia podczas obu testów wysiłkowych. Ponadto, zaprezentowano rozmieszczenie aparatury na ciele uczestnika umożliwiające akwizycję sygnałów niezbędnych do późniejszej oceny aktywności elektrycznej oraz lokalnego metabolizmu mięśniowego.



Reprezentacja graficzna wykonywanych przez uczestniczki ćwiczeń w trakcie aktywacji mięśnia łydki



Umieszczenie urządzeń na nogach podczas testów: Astrand-Rhyming Step Test oraz Astrand Treadmill Test

Rys.2 Wizualizacja protokołów badawczych oraz rozmieszczenia aparatury pomiarowej.
Po lewej: faza zgięcia podaszowego wymuszająca maksymalną aktywację mięśnia GAS podczas testu na bieżni ze wzrastającym nachyleniem (Astrand Treadmill Test) oraz testu wchodzenia na stopień (Astrand-Rhyming Step Test). Po prawej: topografia czujników sEMG oraz układu nadajników i odbiorników systemu fNIRS na brzuścu badanego mięśnia
(źródło: opracowanie własne na podstawie [P1] oraz [P5])

Do udziału w badaniach wstępnych na podstawie selekcji zrekrutowano pięć kobiet, z których każda charakteryzowała się różnym stopniem wytrenowania (szczegółowe informacje na ten temat zawarto w publikacji [P1]). Początkowe założenia badawcze obejmowały wykorzystanie technologii fNIRS do jednoczesnego pomiaru utlenowania tkanki mięśniowej oraz kory mózgowej. W ramach opisywanych badań wstępnych zdecydowano się jednak ograniczyć pomiary wyłącznie do analizy lokalnej hemodynamiki mięśnia. Decyzja ta była podyktowana trudnościami napotkanymi podczas prób aplikacji optod na głowach badanych. Zgodnie z literaturą przedmiotu [41], główną przeszkodę stanowiło silne

tłumienie sygnału optycznego, wynikające ze zróżnicowanego koloru, grubości, a przede wszystkim gęstości włosów uczestników. Ponadto zapewnienie odpowiedniej stabilizacji czujników na ciele podczas dynamicznych ćwiczeń oraz konieczność ręcznej synchronizacji obu systemów pomiarowych obarczały badanie zbyt dużym ryzykiem błędu, co mogłoby negatywnie wpłynąć na rzetelność uzyskanych wyników.

Na podstawie wyników prób wstępnych oraz zdefiniowanych warunków eksperymentalnych, postanowiono przeprowadzić badanie właściwe. Jego głównym celem była ocena korelacji pomiędzy aktywnością elektryczną badanego mięśnia a dynamiką zmian jego lokalnego utlenowania (hipoteza [P1]). W prowadzonym badaniu uwzględniono fakt, iż wzrost amplitudy EMG jest wprost proporcjonalny do wzrostu stężenia hemoglobiny nieutlenowanej [42], przy czym obydwie wskaźniki są wynikiem bezpośredniego odczytu sygnałów EMG oraz fNIRS z aparatury pomiarowej. Do badań wykorzystano sprzęt pomiarowy: system Ultium EMG firmy Noraxon oraz system OctaMon M firmy Artinis. Ultium EMG z 32 kanałami i częstotliwością próbkowania 4000Hz rejestrował sygnały elektryczne mięśni, natomiast OctaMon M mierzył zmiany w utlenowaniu mięśni za pomocą dwóch odbiorników i ośmiu nadajników z wykorzystaniem światła bliskiej podczerwieni. Procedura testowa obejmowała pomiary sygnałów EMG oraz fNIRS w spoczynku, w fazie rozgrzewki oraz podczas trwania testów wysiłkowych. Pomiar tętna oraz utlenowania mięśni odbywał się przy użyciu wcześniej wymienionej aparatury pomiarowej. Metoda kompilacji danych rejestrowanych za pomocą aparatury EMG oraz fNIRS polegała na jednoczesnym rejestrowaniu aktywności elektrycznej mięśni i zmian w utlenowaniu tkanek. Analiza zarejestrowanych danych była prowadzona z użyciem oprogramowania MATLAB R2022b (MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). Sygnały EMG były filtrowane za pomocą filtru Butterwortha, z częstotliwościami odcięcia 20Hz i 500Hz, aby wyznaczyć fizjologiczne pasmo sygnału i usunąć szum zarówno nisko, jak i wysokoczęstotliwościowy [43]. Korelację między sygnałami EMG i fNIRS określono za pomocą współczynników korelacji Pearsona oraz Spearmana. Zaproponowane podejście charakteryzowało się istotnym ograniczeniem. Główną trudność stanowiła nieliczna grupa uczestników (5 osób), co mogło wpłynąć na reprezentatywność uzyskanych wyników. Kryteriami doboru badanych były płeć, wiek, stan zdrowia, a przede wszystkim różny stopień wytrenowania. Z uwagi na pilotażowy charakter analiz, ograniczono się do jednej reprezentantki na każdą z wymienionych grup, z zaznaczeniem, iż badania te wymagają kontynuacji z uwzględnieniem większej, reprezentatywnej liczby uczestników. Ponadto akwizycja sygnałów w warunkach dynamiki ruchu była obciążona ryzykiem wystąpienia artefaktów ruchowych, błędów wynikających

z niekontrolowanego przemieszczania się czujników względem badanego obszaru grup mięśniowych. Dodatkowe trudności, mogące wpływać na jakość rejestrowanych danych, stanowiły osobnicze różnice anatomiczne oraz zakłócenia sygnału wywołane wzmogoną potliwością osób badanych w trakcie wysiłku. Niekontrolowane zmiany pozycji czujników podczas badań mogą skutkować obniżeniem jakości sygnału. Z tego powodu niezwykle istotne dla dokładności pomiarów było precyzyjne umiejscowienie elektrod oraz odpowiednie przygotowanie skóry, zrealizowane zgodnie z rekomendacjami [44]. Proces ten polegał na zgoleniu owłosienia, zmatowieniu naskórka oraz przemyciu miejsc pomiarowych alkoholem, co pozwoliło na minimalizację oporu elektrycznego tkanki przed rozpoczęciem właściwych testów. Innym, istotnym problemem technicznym koniecznym do rozwiązania było zaproponowanie skutecznej metody synchronizacji sygnałów z dwóch różnych systemów pomiarowych. Zagadnienie to wymagało precyzyjnej kalibracji urządzeń, synchronizacji rejestracji sygnału oraz właściwej obróbki wstępnej danych. Pomimo opisanych ograniczeń, przeprowadzone badania wstępne stanowią istotny krok w kierunku dokładniejszej oceny pracy mięśni podczas dynamicznych ćwiczeń fizycznych, z wykorzystaniem zintegrowanego podejścia pomiarowego opartego na jednoczesnej akwizycji sygnałów EMG i fNIRS. Uzyskane wyniki sugerują, że aktywny tryb życia może wpływać na poziom korelacji między tymi sygnałami, co może mieć praktyczne zastosowanie w ocenie wydolności fizycznej i rehabilitacji. Szczegółowy opis przeprowadzonego badania, wraz z otrzymanymi wynikami scharakteryzowano w pracy [P1]. Analiza wyników badań wstępnych wykazała, że monitorowanie sygnałów pomiarowych w warunkach ruchu dynamicznego charakteryzuje się wysoką zmiennością osobniczą. Zjawisko to znacząco utrudnia wyodrębnienie powtarzalnych wzorców oraz uniwersalnych zależności dla całej grupy badawczej uczestników. Z tego względu podjęto decyzję o rezygnacji z technologii fNIRS i skoncentrowaniu dalszych badań wyłącznie na pomiarach EMG. Krok ten był dodatkowo uzasadniony planowanym na kolejnych etapach pracy wdrożeniem VR, co wymagało optymalizacji i uproszczenia całego układu pomiarowego. Integracja EMG-fNIRS, a docelowo VR mogłaby dostarczyć istotnych danych w momencie zastosowania urządzeń połączonych EMG-fNIRS [40], w których manualna integracja nie byłaby elementem problematycznym. W związku z powyższym, założono, że najwyższą jakość rejestrowanych sygnałów zapewni odpowiednia selekcja grupy badawczej. Z tego względu do udziału w eksperymencie zakwalifikowano wyłącznie zawodników sekcji ergometru wioślarskiego AZS WAT. Wybór grupy trenującej wyczynowo podyktowany był ich wysoce powtarzalnym wzorcem ruchowym oraz uwarunkowaniami anatomicznymi (m.in. niższym poziomem podskórnej

tkanki tłuszczowej), co bezpośrednio minimalizuje zakłócenia i optymalizuje jakość pomiarów EMG. Na podstawie zrealizowanych badań wstępnych stwierdzono, że:

- Mięsień GAS jest najlepiej wyeksponowany do pomiaru spośród badanych grup mięśniowych (GAS, BF i RF). Wybór ten został dokonany na podstawie analizy zakresu amplitud sygnału EMG, który był największy w przypadku tego mięśnia podczas wykonywania ćwiczeń z użyciem protokołów Astrand-Rhyming Step Test oraz Astrand Treadmill Test.
- Zastosowanie skali Borga [45] do kontroli zmęczenia oraz zmiana obciążenia w celu przyspieszenia zmęczenia są korzystne w tego typu badaniach. Skala Borga, oparta na wskaźniku postrzeganego wysiłku (ang. *rating of perceived exertion*, RPE), pozwala subiektywnie ocenić zmęczenie mięśni na podstawie fizycznych odczuć uczestników badań. Ocena oparta jest o skalę, w której uczestnik subiektywnie określa swój poziom zmęczenia od 1-20. Zastosowanie skali oceny uzupełnione o pomiar obiektywnych parametrów fizjologicznych – takich jak częstość akcji serca (ang. *heart rate*, HR), częstość oddechów oraz ocena stopnia potliwości może znacząco podnieść wiarygodność i wartość poznawczą prowadzonych badań zmęczeniowych.
- Z etapu badań głównych należy wykluczyć technologię fNIRS, koncentrując się wyłącznie na pomiarach i analizie sygnałów EMG. Decyzja ta była podyktowana licznymi ograniczeniami aparaturowo-metodycznymi zaobserwowanymi podczas badań pilotażowych. Należały do nich: silne tłumienie sygnału przez owłosienie (zróżnicowane pod względem koloru, grubości i gęstości), trudności w zapewnieniu stabilnego położenia optod pomiarowych w warunkach towarzyszących dynamicznemu ruchowi, brak możliwości przeprowadzenia precyzyjnej, manualnej synchronizacji systemów fNIRS i EMG bez ryzyka wprowadzenia znacznych błędów czasowych.
- Monitorowanie zmian położenia kończyny jest istotne do rzetelnego określenia momentu aktywności poszczególnych mięśni. W związku z tym postanowiono uwzględnić ten aspekt w metodyce głównych badań.
- Zaobserwowano, że w kontekście przyjętych protokołów badawczych szczególną wartość poznawczą wykazuje analiza zjawiska zmęczenia mięśniowego. Wymusiło to jednak modyfikację dotychczasowego podejścia i wdrożenie nowych algorytmów przetwarzania sygnałów. Stwierdzono, że dla uzyskania optymalnej jakości sygnałów w dalszych badaniach należy uwzględnić wyłącznie zawodników sekcji sportowej ergometru wioślarskiego AZS WAT. Podjęta decyzja wynikała z faktu, że ruch

determinowany budową maszyny wioślarskiej zapewni najwyższą powtarzalność cyklu, co ma fundamentalne znaczenie w przypadku długotrwałego testu ukierunkowanego na ocenę wysiłku w ruchu dynamicznym.

4.2. Badania główne (dotyczące oceny wysiłku wioślarzy podczas długotrwałych ćwiczeń na ergometrze)

4.2.1. Obiekt badań

W badaniach zasadniczych uczestniczyło 8 uczestników sekcji sportowej ergometru wioślarskiego AZS WAT. Przed przystąpieniem do testów wszyscy badani uczestnicy zostali szczegółowo zaznajomieni z procedurami testu i wyrazili na niego świadomą, pisemną zgodę zachowując prawo do rezygnacji na każdym etapie testu. Kryteria włączenia obejmowały brak przebytych urazów układu ruchu oraz brak innych przeciwwskazań zdrowotnych, co zostało udokumentowane orzeczeniem lekarza medycyny sportowej. Średni wiek grupy wynosił $21,5 \pm 1,0$ lat, wzrost 183 ± 6 cm, a masa ciała $86,5 \pm 8,0$ kg. Obliczony wskaźnik masy ciała (ang. *body mass index*, BMI) wyniósł średnio $25,8 \pm 1,89$, co w przypadku tej grupy wynikało z rozbudowanej tkanki mięśniowej, charakterystycznej dla wyczynowych wioślarzy. Wszyscy badani cechowali się wysokim poziomem aktywności fizycznej, realizując średnio 4 ± 1 jednostki treningowe w tygodniu. Dodatkowo przeprowadzono wywiad dotyczący ich stażu i osiągnięć sportowych. Szczegółowa charakterystyka uczestników zakwalifikowanych do testu jest zamieszczona w publikacji [P3].

4.2.2. Metodyka badań zmęczenia na ergometrze wioślarskim

Przed przystąpieniem do głównych pomiarów uczestnicy realizowali standaryzowaną rozgrzewkę, obejmującą pokonanie dystansu 500 metrów na ergometrze wioślarskim. Zasadnicza część eksperymentu polegała na wykonywaniu wysiłku o narzuconym, stałym tempie 30 pociągnięć na minutę (ang. *strokes per minute*, spm) aż do momentu subiektywnej odmowy kontynuowania wysiłku. W trakcie testu zastosowano protokół o zmiennym obciążeniu – co minutę zespół badawczy manualnie modyfikował ustawienie przesłony ergometru (w zakresie od 4 do 1). Zabieg ten miał na celu zintensyfikowanie pracy mięśni i przyspieszenie narastania zmęczenia obwodowego w obrębie kończyn dolnych.

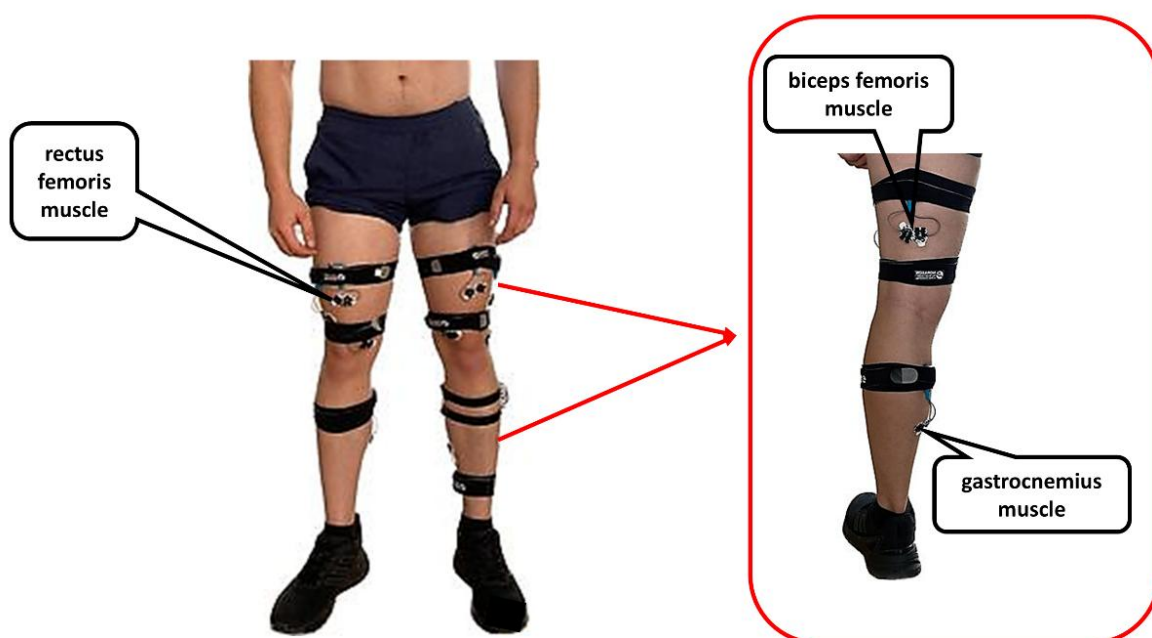
4.2.3. Wykorzystana aparatura

W celu realizacji badań głównych dobrano specjalistyczną aparaturę umożliwiającą jednoczesną akwizycję sygnałów bioelektrycznych, analizę kinematyki ruchu

oraz generowanie środowiska wirtualnej rzeczywistości. Do rejestracji aktywności mięśniowej wykorzystano bezprzewodowy system Ultium EMG (Noraxon, Scottsdale, Arizona, USA), natomiast wideo i synchronizacja ruchu odbywała się za pomocą oprogramowania Myo Video. Pomiary siły mięśniowej w stawie kolanowym zrealizowano przy użyciu dynamometru izokinetycznego (Biodex Medical Systems Inc.). Interaktywne środowisko do projekcji scenarii wirtualnej rzeczywistości opracowano w silniku graficznym Unreal Engine 5 (ang. *Unreal Engine 5*, UE5) i prezentowano uczestnikom testów z wykorzystaniem gogli HTC VIVE Pro 2. Szczegółową specyfikę techniczną wykorzystanych urządzeń zamieszczono w publikacjach [P2-P4].

4.2.3.1. Pomiar aktywności mięśni

Podczas prób wysiłkowych na ergometrze wioślarskim rejestrowano sygnały sEMG trzech mięśni kończyny dolnej: GAS, BF i RF. Dwubiegunowe elektrody powierzchniowe, o stałej odległości międzyelektrodowej wynoszącej 20,0 mm aplikowano zgodnie z międzynarodowymi wytycznymi SENIAM [44]. Punkty anatomiczne zidentyfikowano metodą palpacyjną, a czujniki umieszczono obustronnie na badanych grupach mięśni, dbając o ich orientację równoległą do przebiegu włókien mięśniowych. Ostateczne rozmieszczenie aparatury pomiarowej zilustrowano na Rys. 3.



Rys. 3. Sposób rozmieszczenia aparatury pomiarowej sEMG na ciele uczestnika badań
(źródło: opracowanie własne na podstawie [P2])

Akwizycję sygnałów sEMG zrealizowano przy użyciu 32-kanalowego systemu Ultium EMG (Noraxon, Scottsdale, Arizona, USA) stosując częstotliwość próbkowania na poziomie 4000Hz. Przetwarzanie i analizę zebranych danych przeprowadzono w dedykowanym oprogramowaniu MyoResearch XP Master Edition. Istotnym założeniem metodycznym przyjętym w niniejszej pracy było odstępianie od klasycznej procedury normalizacji amplitudy sygnału względem maksymalnego dobrowolnego skurczu (ang. *maximum voluntary contraction*, MVC). Zgodnie ze współczesnymi wytycznymi literatury przedmiotu, w badaniach ukierunkowanych na analizę parametrów w dziedzinie częstotliwości (MDF, MNF), normalizacja amplitudowa nie jest wymagana [46]. Wynika to z faktu, że analiza spektralna ocenia względny rozkład mocy sygnału w widmie częstotliwościowym, niezależnie od bezwzględnych wartości generowanego napięcia. Ponadto, wyznaczanie wartości referencyjnych MVC na potrzeby wysiłków dynamicznych jest obciążone istotnym ryzykiem błędu, wynikającym z trudności w precyzyjnym odwzorowaniu identycznych warunków biomechanicznych w teście izometrycznym. W związku z tym analizę zmęczenia mięśniowego oparto wyłącznie na dynamice zmian parametrów widmowych [P5].

4.2.3.2. Analiza ruchu

Podczas prób wysiłkowych prowadzono równoległą rejestrację kinematyki kończyny dolnej w przestrzeni dwuwymiarowej (2D) za pomocą oprogramowania Myo Video, będącego częścią systemu Noraxon. Aplikacja ta służyła do rejestracji pozycji markerów na poszczególnych klatkach wideo, co dzięki danym kalibracyjnym pozwalało na śledzenie odległości między nimi. Głównym celem tej procedury było wyznaczenie kąta zgięcia kolana każdego z badanych uczestników. W związku z tym znaczniki referencyjne umieszczono w okolicach stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. Pierwotne założenia metodyczne zakładały bezpośredni pomiar kąta zgięcia kolana, definiowanego przez wektory odcinków udo (biodro-kolano) i podudzie (kolano-kostka) [47]. Niestety, specyfika wzorca ruchowego na ergometrze powodowała, że w pewnych fazach cyklu kończyna górna przesłaniała znacznik zlokalizowany na stawie kolanowym. Zjawisko okluzji markera uniemożliwiało ciągłą i bezbłędną rejestrację trajektorii ruchu u części badanych. Wobec zaistniałych ograniczeń zmodyfikowano podejście, dokonując pośredniej estymacji kąta zgięcia na podstawie ciągłego monitorowania zmian odległości w funkcji czasu pomiędzy markerami umieszczonymi wyłącznie na biodrze i stawie skokowym. Ostateczne rozmieszczenie punktów referencyjnych na ciele uczestnika zilustrowano na Rys. 4.



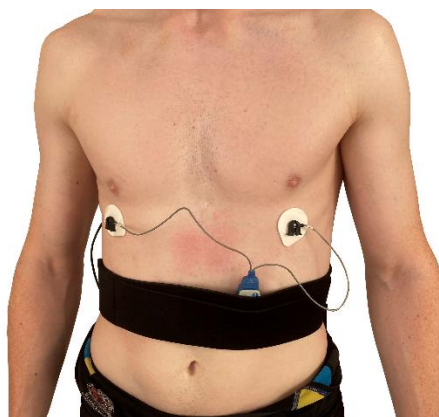
Rys. 4. Sposób rozmieszczenia znaczników referencyjnych do analizy ruchu
(źródło: opracowanie własne na podstawie [P2])

Przed przystąpieniem do prób wysiłkowych u każdego z uczestników przeprowadzono pomiary antropometryczne kończyn dolnych. Bezpośrednio zmierzono długości poszczególnych segmentów: uda (odległość między osią stawu biodrowego a kolanowego) oraz podudzia (odległość między kolanem a stawem skokowym). Zarejestrowane wartości traktowano jako wielkości stałe w przyjętym modelu biomechanicznym. Dane te stanowiły niezbędny parametr wejściowy do późniejszej estymacji kąta zgięcia w stawie kolanowym oraz przeprowadzenia kompleksowej analizy kinematycznej. Szczegółowy opis aparatu matematycznego oraz uzyskane wyniki przedstawiono w [P3].

4.2.3.3. Określanie poziomu zmęczenia

W trakcie trwania testu wysiłkowego monitorowano w sposób ciągły stan fizjologiczny oraz techniki ruchu uczestników badań. Subiektywny stopień zmęczenia oceniano co minutę, wykorzystując do tego celu skalę Borga. Dodatkowo, podczas ruchu oceniano poprawność sylwetki uczestników w trakcie wykonywania ćwiczenia i korygowano ją poprzez wskazywanie typowych błędów podczas wiosłowania, takich jak prostowanie nóg i dociąganie rąk do ergometru. Dodatkowo, podczas pomiaru, uczestnicy mieli zamontowaną na klatce piersiowej pojedynczą parę elektrod systemu Ultium EMG, które monitorowały bezpośrednią rejestrację HR w warunkach dynamiki ruchu. Na Rys. 5 zaprezentowano sposób umiejscowienia czujnika HR na ciele uczestnika badań. Rejestrowane w trakcie trwania ćwiczeń dane były przesyłane do oprogramowania MyoResearch XP Master Edition, gdzie

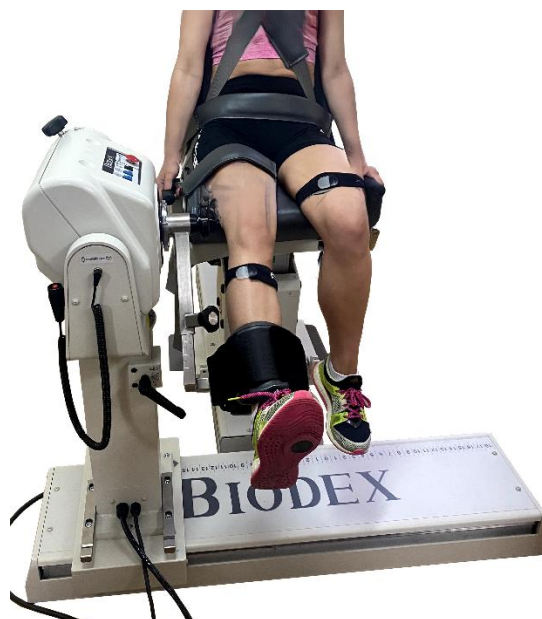
podlegały pełnej synchronizacji czasowej z zapisem aktywności mięśniowej sEMG. Zdefiniowano dwa kryteria natychmiastowego przerwania próby: obiektywne (odnotowanie przez badaczy niebezpiecznie wysokich wartości tętna) oraz subiektywne. W przypadku tego drugiego, test kończono w momencie zgłoszenia przez uczestnika wartości 20 w skali Borga, co odpowiadało maksymalnemu wysiłkowi i fizycznej odmowie dalszej kontynuacji ćwiczenia.



Rys. 5. Sposób zamocowania elektrod systemu Ultium EMG do odczytu rytmu serca na ciele uczestnika badań (źródło: opracowanie własne)

4.2.3.4. Wyznaczenie momentu siły

Ocena maksymalnego momentu sił mięśniowych zginaczy i prostowników stawu kolanowego dla każdego uczestnika została przeprowadzona za pomocą dynamometru izokinetycznego (Biodex Medical Systems Inc., Shirley, NY, USA). W celu izolacji badanych grup mięśniowych oraz eliminacji ewentualnych ruchów kompensacyjnych, uczestników umieszczano w standaryzowanej pozycji siedzącej, a ich tułów, miednicę oraz udo stabilizowano za pomocą zintegrowanych pasów mocujących. Rejestracja danych obejmowała pomiary podczas skurczów mięśniowych realizowanych w trzech ustalonych pozycjach kątowych stawu wynoszących 30°, 60° i 90°. Na Rys. 6 zaprezentowano stanowisko pomiarowe oraz ułożenie badanej osoby na fotelu dynamometru izokinetycznego.



**Rys. 6. Widok stanowiska do pomiaru momentu siły mięśniowych zginaczy i prostowników stawu kolanowego z wykorzystaniem aparatury BIODEX
(źródło: opracowanie własne)**

Przed przystąpieniem do testu uczestnicy zostali szczegółowo poinstruowani o metodyce wykonywania zadania ruchowego. Zalecono im, aby z maksymalnym zaangażowaniem realizowali naprzemienny ruch pełnego wyprost, a następnie zgięcia w stawie kolanowym. W celu zapewnienia rzetelności i powtarzalności wyników, każdy z badanych wykonywał serię składającą się z trzech maksymalnych powtórzeń. Zasadniczym celem tej procedury była nie tylko obiektywna ocena parametrów siłowych mięśni kończyn dolnych, ale również identyfikacja kończyny dominującej u poszczególnych osób. O dominacji danej kończyny decydowała wyższa wartość szczytowego momentu siły (ang. *Peak Torque*) generowanego podczas skurczu w danym kierunku (wyprost lub zgięcia) w trakcie badania.

4.2.3.5. Wirtualna rzeczywistość

Sceneria wykorzystana do testów wysiłkowych z użyciem technologii VR została opracowana przy użyciu zaawansowanego silnika graficznego UE5, który pozwala na uzyskanie wysokiego stopnia fotorealizmu symulacji. Opracowana wirtualna sceneria była wyświetlana uczestnikom za pośrednictwem gogli HTC VIVE Pro 2. Zaprojektowana sceneria przedstawiała dynamiczny spływ rzeką przez gęsto zalesiony teren, wzbogacony o szczegółowe, trójwymiarowe modele roślinności (drzewa, krzewy, trawy), formacji skalnych oraz innych elementów poszycia terenu leśnego. W celu pogłębienia u badanego poziomu immersji (zanurzenia w wirtualnym świecie) wizualizację uzupełniono o spójną ścieżkę

dźwiękową. Obejmowała ona przestrzenne odgłosy natury takie jak: szum wiatru w koronach drzew, śpiew ptaków, szum wody.

4.2.4. Przebieg badań

Przed przystąpieniem do testów opracowano protokół badań, który zakładał przygotowanie i sprawdzenie całej procedury badawczej (m.in. ustalenie postępowania w razie zdarzeń niepożądanych, określenie sposobu monitorowania testu oraz instalację aparatury). Kolejnym krokiem był dobór odpowiednich uczestników według przyjętych kryteriów włączenia (zdrowie, wiek, dieta, tryb życia). Od zakwalifikowanych osób pozyskano niezbędną dokumentację medyczną oraz przeprowadzono dodatkowy wywiad środowiskowy dotyczący historii żywieniowej, sportowej, a także dokonano analizy ich techniki ruchu na ergometrze wioślarskim.

Do ostatecznych badań wybrano 8 uczestników reprezentujących sekcję sportową AZS ergometru wioślarskiego WAT. Wszyscy badani potwierdzili aktywny i zdrowy tryb życia. W ramach tego etapu zrealizowano pomiary eksperymentalne, których warianty zaprezentowano na Rys. 7:



Rys. 7. Warunki realizacji eksperymentu głównego: pomiar referencyjny bez użycia VR (1) oraz pomiar z wykorzystaniem VR (2)
(źródło: opracowanie własne na podstawie [P4])

W podjętych badaniach zrealizowano dwa warianty pomiarowe z udziałem ośmiu zakwalifikowanych uczestników. Wariant 1 stanowił próbę kontrolną, wykonaną z użyciem pełnej aparatury, lecz bez dodatkowej stymulacji wizualnej (pomiar bez VR). Wariant 2 obejmował realizację identycznego zadania ruchowego w środowisku wirtualnej rzeczywistości (pomiar z VR). Pomimo wstępnej selekcji gwarantującej spójność grupy pod względem wieku, masy ciała, stanu zdrowia i trybu życia, dodatkowo zweryfikowano homogeniczność badanych w aspekcie nawyków żywieniowych. Uczestnicy wypełnili

standaryzowany „Kwestionariusz do badania poglądów i zwyczajów żywieniowych dla osób w wieku od 16 do 65 lat” [48]. Przeprowadzona analiza statystyczna ankiet potwierdziła zbieżność profili dietetycznych całej grupy. Kontrola tego czynnika była istotna z punktu widzenia oceny dynamiki zmęczenia – podaż energetyczna i stan odżywienia mogą bezpośrednio determinować wydolność mięśniową oraz wpływać na parametry rejestrowane przez czujniki. Zasadniczym celem przeprowadzonych eksperymentów była ocena postępującego zmęczenia wybranych grup mięśniowych. Z uwagi na niestacjonarny charakter sygnałów sEMG rejestrowanych podczas wysiłku dynamicznego, do ich dekompozycji i obróbki zastosowano zaawansowane techniki cyfrowego przetwarzania sygnałów. Ekstrakcję kluczowych wskaźników zmęczeniowych w dziedzinie częstotliwości, takich jak spadek wartości MDF, zrealizowano w oparciu o DWT.

5. Analiza charakterystyk zmęczenia mięśni

5.1. Opis algorytmu wyznaczania zmęczenia mięśni z wykorzystaniem DWT w aspekcie zmiany położenia kończyny dolnej w ruchu dynamicznym

5.1.1. Podstawy teoretyczne analizy falkowej

WT jest techniką estymacji spektralnej, która pozwala na przedstawienie sygnału jako liniowej kombinacji określonego zbioru funkcji. Funkcje te uzyskuje się poprzez skalowanie i przesuwanie funkcji zwanej falką macierzystą. Proces dekompozycji sygnału prowadzi do wygenerowania zbioru współczynników falkowych. Te współczynniki pełnią rolę wag w liniowej kombinacji funkcji falkowych, która tworzy zrekonstruowany sygnał [49]. Ciągła transformata falkowa (ang. *continuous wavelet transform*, CWT) operuje na falkach ciągłych w dziedzinie czasu i może być opisana następującą zależnością [50]:

$$W(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int x(t) \psi\left(\frac{t - \tau}{s}\right) dt \quad (1)$$

gdzie: s to współczynnik skalowania (zazwyczaj definiowany jako $s = 2^{\frac{1}{v}}$ gdzie $v \in \mathbb{Z} \cap v > 1$); τ to współczynnik translacji; $x(t)$ to sygnał w dziedzinie czasu t ; ψ – falka macierzysta;

Alternatywnym, znacznie wydajniejszym obliczeniowo podejściem jest druga forma WT w postaci DWT. W metodzie tej współczynnik skalowania s ma zawsze wartość dyskretną, a współczynnik translacji τ jest z nim powiązany liniowo [43], w sposób zgodny z zależnością przedstawioną poniżej (2):

$$\{(s_j, \tau_k)\} = \{(2^j, k2^j): j \in \mathbb{Z}^+, k \in \mathbb{Z}_0^+\} \quad (2)$$

gdzie: s_j to współczynnik skalowania; τ_k - współczynnik translacji; j to liczba całkowita dodatnia; k to liczba całkowita nieujemna.

Proces dekompozycji w ramach analizy DWT prowadzi do wyznaczenia dwóch zbiorów współczynników falkowych: współczynników szczegółów oraz współczynników aproksymacji [16,50–52]. W praktyce algorytm ten jest realizowany za pomocą struktury tzw. banków filtrów [53]. Sygnał wejściowy poddawany jest kaskadowej filtracji z wykorzystaniem pary filtrów kwadraturowych (dolno- i górnoprzepustowego), a następnie operacji decymacji (ang. *down-sampling*) [54]. Zastosowania procesu down-sampling prowadzi uzyskanie zbliżonego rozmiaru reprezentacji falkowej względem oryginalnego sygnału [16]. Kluczowym aspektem metodycznym jest dobór właściwej falki macierzystej, ponieważ jej charakterystyka czasowo-częstotliwościowa bezpośrednio determinują

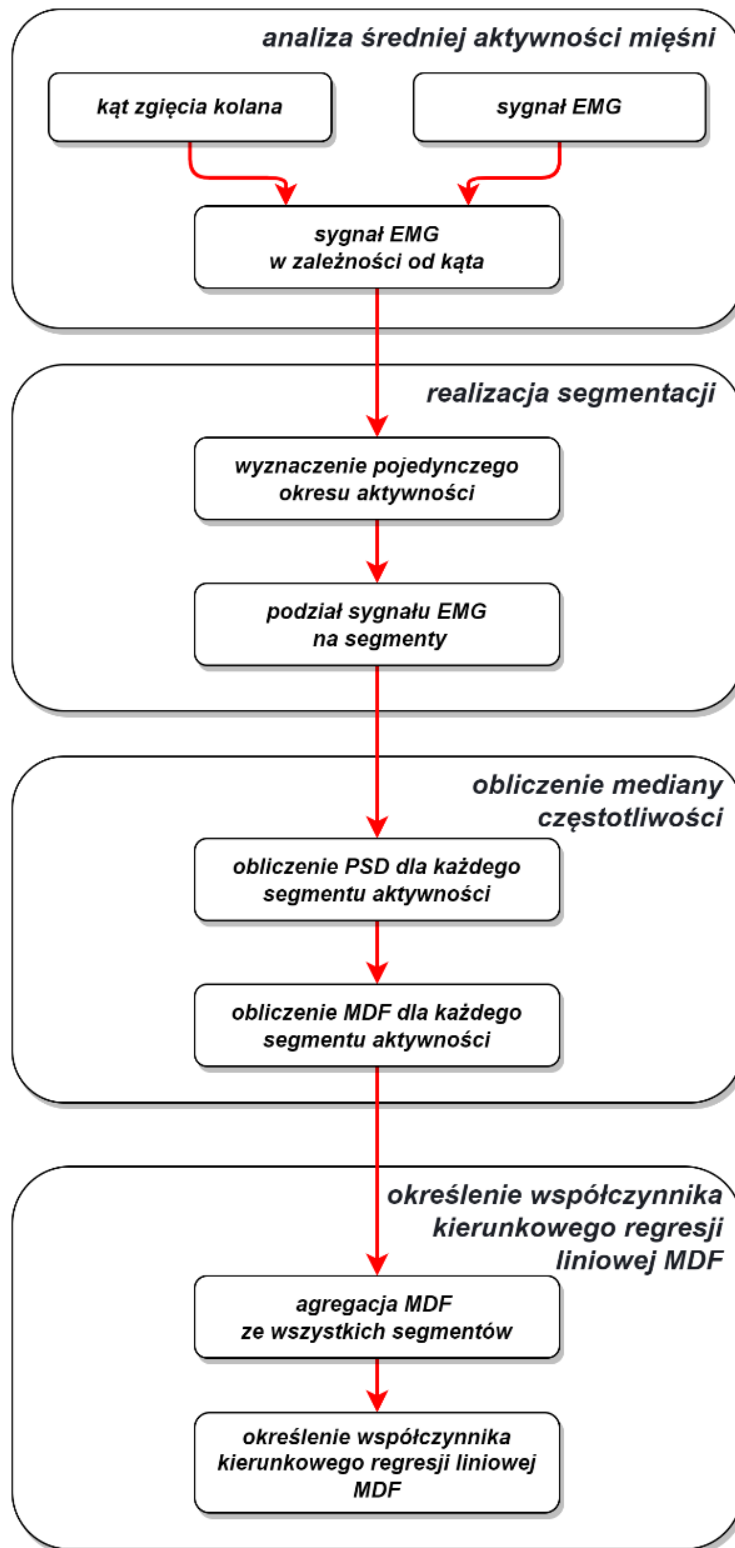
skuteczność ekstrakcji użytecznych cech sygnału. Najbardziej dynamiczne zmiany w widmie mocy sygnału EMG symbolizowane są przez falkę Daubechies4 (db4) [51]. W ujęciu obliczeniowym DWT jest algorytmem znacznie bardziej wydajnym niż CWT [11,55]. CWT wymaga ewaluacji dla płynnie zmieniających się parametrów skali i przesunięcia, co czyni proces wyznaczania współczynników wysoce złożonym i czasochłonnym [53]. Dodatkowo, DWT ogranicza efekt redundancji informacji charakterystyczny dla CWT [19].

5.1.2. Algorytm wyznaczania zmęczenia mięśni z wykorzystaniem DWT

W celu ilościowej oceny zmęczenia mięśniowego z wykorzystaniem analizy DWT, na potrzeby niniejszej pracy opracowano dedykowany algorytm przetwarzania danych. Zaimplementowana procedura obliczeniowa składała się z czterech głównych etapów:

1. Analizy uśrednionej aktywności bioelektrycznej mięśni (obwiedni sygnału).
1. Segmentacji sygnału EMG na poszczególne cykle wioślarskie.
2. Wyliczenia wartości MDF dla wyodrębnionych okien czasowych na podstawie analizy DWT.
3. Estymacji współczynnika kierunkowego prostej regresji liniowej dla zmian MDF w czasie.

Schemat blokowy przedstawiający kolejne kroki algorytmu, prowadzące do wyznaczenia ostatecznego wskaźnika zmęczenia, zilustrowano na Rys. 8 [P2].



Rys. 8. Schemat określania współczynnika kierunkowego regresji liniowej MDF
(źródło: opracowanie własne na podstawie [P2])

Pierwszym etapem zaproponowanego schematu była analiza średniej aktywności mięśni GAS, RF oraz BF. Głównym celem tej fazy była precyzyjna detekcja wzorców aktywacji -

wskazanie początku (ang. *onset*) i końca (ang. *offset*) pobudzenia poszczególnych grup mięśniowych podczas aktywności fizycznej o charakterze ruchu wiosłarskiego. Aby prawidłowo zsynchronizować te fazy z cyklem ruchu wykorzystano ciągłe śledzenie kinematyki kończyn dolnych za pomocą umieszczonych markerów (na kostce, kolanie i biodrze) w środowisku oprogramowania Myo Video, co pozwoliło na wyznaczenie funkcji kąta zgięcia w stawie kolanowym w dziedzinie czasu. Jak szczegółowo omówiono w podrozdziale 4.2.3.2, ze względu na zasłonięcie markera kolanowego, do wyliczenia tego kąta z powodzeniem zastosowano metodę estymacji pośredniej, opartą na ciągłym pomiarze odległości między stawem skokowym a biodrowym oraz uogólnionym twierdzeniu Pitagorasa (twierdzeniu cosinusów).

Wzór pozwalający na określenie miary kąta zgięcia w stawie kolanowym przedstawiono poniżej:

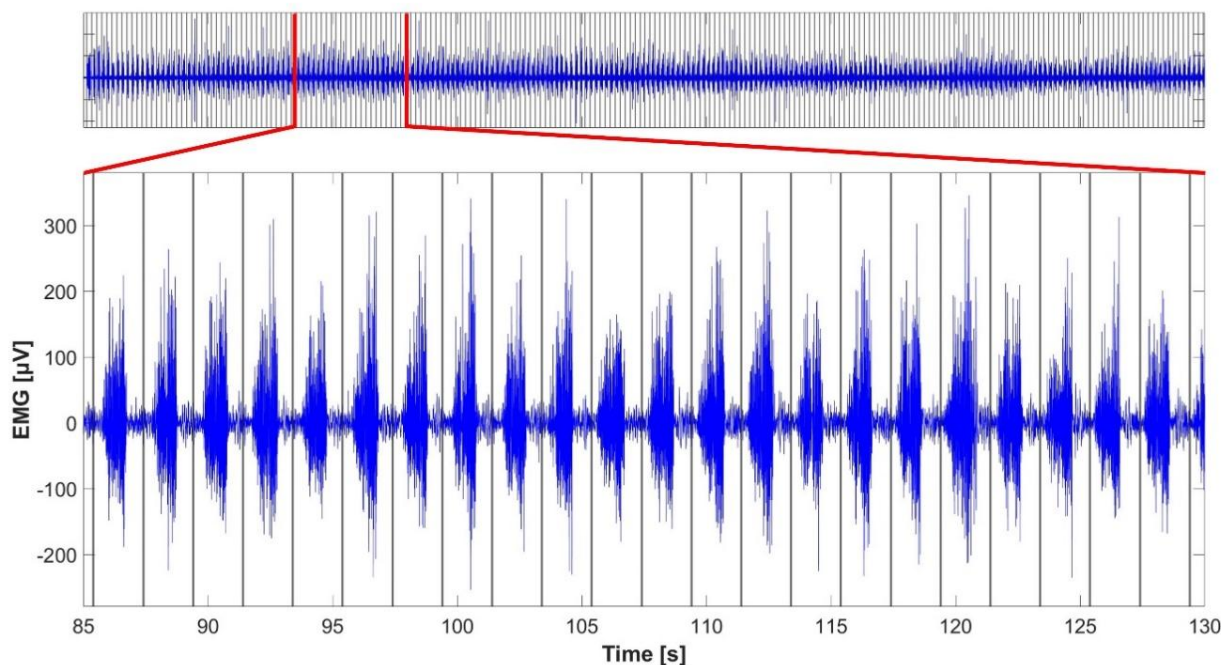
$$\alpha = \arccos\left(\frac{L_1^2 + L_2^2 - D^2}{2L_1L_2}\right) \quad (3)$$

gdzie: L_1 - stała długość segmentu uda (odległość między osią stawu biodrowego a kolanowego), L_2 - to stała długość segmentu podudzia (odległość między osią stawu kolanowego a skokowego), D - zmienna odległość pomiędzy stawem biodrowym a kostką (wyznaczana w funkcji czasu).

Ze względu na cykliczną specyfikę wiosłowania przebieg czasowy kąta zgięcia w stawie kolanowym ma charakter wysoce okresowy. Bezpośrednia synchronizacja surowego sygnału EMG z danymi kinematycznymi pozwoliła na precyzyjne określenie faz cyklu ruchowego, w których następowała aktywacja (ang. *onset*) i dezaktywacja (ang. *offset*) poszczególnych grup mięśniowych. Wyznaczenie uśrednionego profilu aktywności dla każdego mięśnia zrealizowano poprzez uśrednienie amplitud sygnału EMG w domenie kąta zgięcia stawu.

Kolejnym krokiem była segmentacja, polegająca na podziale ciągłego sygnału EMG na okna czasowe o określonej, zbliżonej szerokości. Przyjęto założenie metodyczne, że pojedynczy segment sygnału EMG odpowiada jednemu pełnemu cyklowi wiosłarskiemu wykonanemu przez uczestnika badań. W celu automatyzacji procesu segmentacji sygnałów EMG wykorzystano trajektorię kąta zgięcia kolana, który w momencie osiągnięcia wartości minimalnej jednoznacznie wskazuje na początek kolejnego cyklu ruchu uczestnika. Ze względu na wysoki poziom wyszkolenia technicznego każdego z uczestników badania i dużą powtarzalność wzorca ruchowego, uzyskano okna czasowe o niemal identycznej szerokości

wynoszącej średnio $2,00 \pm 0,08s$. Dla każdego tak zdefiniowanego, 2-sekundowego okna czasowego - segmentu przeprowadzono niezależną analizę DWT. Na Rys. 9 pokazano segmentację wybranego fragmentu sygnału EMG.



Rys. 9. Przykładowa segmentacja sygnału EMG
(źródło: opracowanie własne na podstawie [P2])

Kluczowym krokiem zaproponowanego algorytmu była analiza DWT przeprowadzona niezależnie dla każdego wyodrębnionego segmentu EMG. Pozwoliła ona na wyznaczenie gęstości widmowej mocy sygnału (ang. *power spectral density*, PSD), co stanowiło punkt wyjścia do obliczenia wartości MDF. Mediana częstotliwości to jeden z najbardziej czułych i użytecznych parametrów do oceny zjawiska zmęczenia w dziedzinie częstotliwości. Definiuje się ją jako wartość częstotliwości, która dzieli całkowitą moc widma na dwie równe części, co opisuje następujące równanie (4):

$$MDF = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (4)$$

gdzie: P_i to i -ty komponent gęstości widmowej mocy, a M to najwyższa harmoniczna, która jest brana pod uwagę (poniżej częstotliwości Nyquista równej połowie częstotliwości próbkowania, czyli 2kHz). Ekstrakcja współczynników falkowych sygnału sEMG - realizowana poprzez czteropoziomową dekompozycję DWT - oraz następujące po niej

obliczenie wartości MDF, zostały zaimplementowane i przeprowadzone w środowisku programistycznym MATLAB R2022b (MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

Ostatnim etapem zaproponowanego algorytmu była estymacja trendu zmian wartości MDF w czasie trwania wysiłku. W tym celu do punktów danych, uzyskanych z kolejnych segmentów sygnału sEMG, dopasowano model regresji liniowej. Wyznaczenie funkcji trendu pozwala na ilościową ocenę dynamiki procesu męczenia się mięśnia, a samą prostą regresji definiuje następujące równanie:

$$y = Ax + B \quad (4)$$

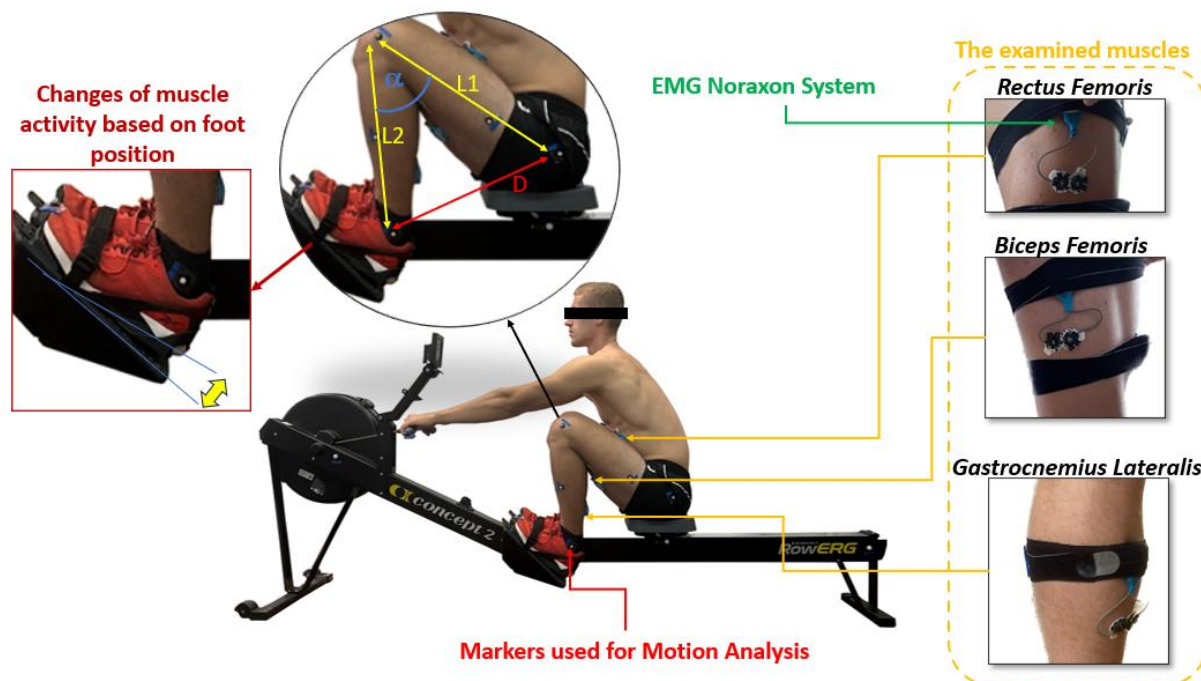
gdzie: y - wyliczona wartość mediany częstotliwości (MDF), x - czas ruchu (lub numer kolejnego cyklu na ergometrze), A - współczynnik kierunkowy regresji liniowej (określający szybkość narastania zmęczenia), B - wyraz wolny (punkt przecięcia z osią rzędnych).

Powyższy algorytm został opracowany i wstępnie przetestowany w ramach przeprowadzonego studium przypadku obejmującego jednego uczestnika badań. Dokładny opis tej procedury oraz wyniki weryfikacji zostały szczegółowo omówione w publikacji [P2].

5.2. Implementacja i weryfikacja autorskiego algorytmu w badaniach eksperymentalnych

Badania na ergometrze wiosłarskim przeprowadzono w standardowych warunkach treningowych, identycznych dla wszystkich uczestników. Osoby badane zostały poinstruowane, o konieczności stawienia się w laboratorium w stanie pełnego wypoczynku, odpowiedniego nawodnienia, minimum 3 godziny po spożyciu ostatniego posiłku. Zalecono również bezwzględne powstrzymanie się od intensywnej aktywności fizycznej na 24 godziny poprzedzające ich udział w badaniach. Zasadniczym elementem protokołu była rejestracja EMG mięśni kończyn dolnych: GAS, RF oraz BF, z wykorzystaniem bezprzewodowego systemu Ultium EMG (por. rozdz. 4.2.3.1). Istotnym czynnikiem determinującym biomechanikę ruchu było indywidualne, aczkolwiek wystandaryzowane ustawienie stóp na podnóżku ergometru. Pozwalało to na optymalizację wektora siły nacisku i różnicowanie zaangażowania poszczególnych grup mięśniowych. Synchronicznie z akwizycją EMG, prowadzono rejestrację kinematyki kończyn dolnych w środowisku oprogramowania Myo Video (por. rozdz. 4.2.3.2). Wykorzystanie znaczników referencyjnych zlokalizowanych w rzutach osi stawów: skokowego, kolanowego i biodrowego posłużyło do precyzyjnego

wyznaczenia trajektorii kąta zgięcia kolana. Kompleksowy widok uczestnika wraz z zamontowaną aparaturą pomiarową w pozycji startowej przedstawiono na Rys. 10.



Rys. 10. Integracja systemów pomiarowych podczas testu na ergometrze wioślarskim z wyszczególnieniem mięśni, kąta zgięcia oraz pozycji stopy w pozycji startowej (źródło: opracowanie własne na podstawie [P3])

Przed rozpoczęciem właściwego eksperymentu uczestnicy wykonywali standardową rozgrzewkę, pokonując dystans 500 m na ergometrze wioślarskim (Model E, Concept II, Morrisville, NC, USA). Celem tego etapu było ustalenie wstępnego układu. Następnie wprowadzono 10 minutową przerwę wypoczynkową, którą przeznaczono na ostateczną weryfikację i kalibrację aparatury pomiarowej. Po potwierdzeniu gotowości sprzętowej uczestnicy zajmowali pozycję startową i rozpoczynali wykonywanie ćwiczenia na sygnał dźwiękowy. Główna próba wysiłkowa polegała na wiosłowaniu w ściśle narzuconym tempie 30 SPM, dyktowanym przez zewnętrzny metronom. Protokół zakładał schodkowy model obciążenia, polegający na przestawieniu przesłony ergometru zmieniając co minutę wartości od stopnia 4 do 1. Po osiągnięciu najniższego oporu (stopień 1), uczestnicy kontynuowali wykonywanie ćwiczenia aż do momentu skrajnego wyczerpania i fizycznej odmowy dalszego wysiłku. W trakcie trwania próby wysiłkowej, w regulowanych odstępach jednonominutowych uczestnicy byli pytani o określenie stopnia odczuwanego zmęczenia z wykorzystaniem subiektywnej skali Borga (RPE). W przyjętym protokole badawczym narzędzie to posłużyło do określenia punktu końcowego testu. Zgłoszenie przez badanego maksymalnej wartości w skali, tj. 20 (oznaczającej skrajne wyczerpanie organizmu i odmowę dalszej pracy), stanowiło

bezwzględne kryterium przerwania wysiłku. W celu zapewnienia wysokiej powtarzalności i rzetelności pomiarów, opisaną procedurę eksperymentalną zrealizowano trzykrotnie dla każdego z uczestników. Uzyskane w ten sposób surowe dane pomiarowe poddano następnie obróbce, ukierunkowanej na ilościową ocenę zmęczenia mięśniowego, zgodnie z autorskim algorytmem opisanym szczegółowo w podrozdziale 5.1.

5.3. Analiza wpływu zdolności siłowych oraz poziomu zaawansowania sportowego na dynamikę zmęczenia mięśniowego

W ramach ilościowej oceny postępującego zmęczenia mięśniowego, przeprowadzono analizę wpływu maksymalnej siły kończyn dolnych oraz poziomu zaawansowania sportowego zawodników na dynamikę narastania tego zjawiska przeprowadzono analizę dotyczącą potencjalnego wpływu generowanej przez nich siły kończyn dolnych oraz osiąganych przez nich wyników. Głównym celem tego etapu było ostateczne potwierdzenie homogeniczności grupy badawczej w kontekście kluczowych zmiennych eksperymentalnych. W celu uzyskania pojedynczego, syntetycznego wskaźnika, zdecydowano się na wyliczenie uśrednionej wartości spadku MDF dla wszystkich badanych grup mięśniowych z uwzględnieniem wszystkich wykonanych prób. Takie podejście pozwoliło na estymację uogólnionego wskaźnika obwodowego zmęczenia aparatu ruchu, stanowiącego odzwierciedlenie całkowitego obciążenia mięśniowego kończyn dolnych podczas testu [29].

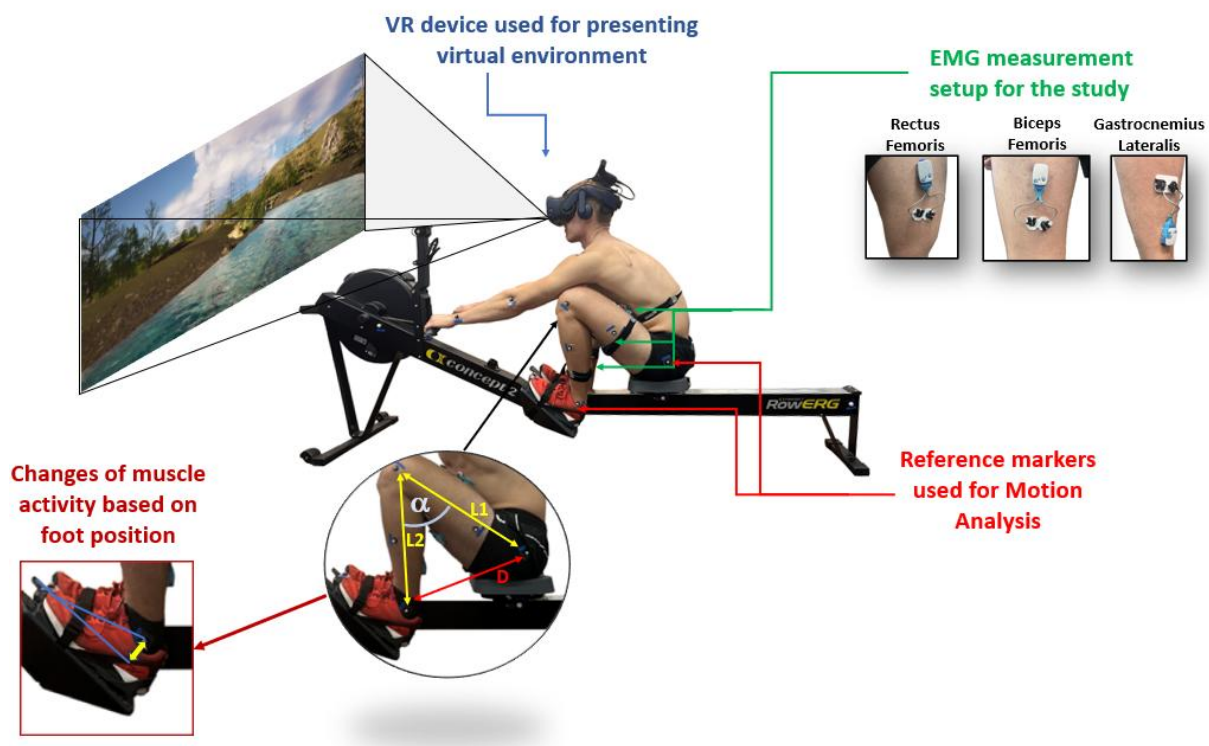
Dane uzyskane z pomiaru na dynamometrze izokinetycznym, czyli wartości momentu siły dla obu kończyn w trakcie wyprostu w stawie kolanowym zestawiono oraz przeliczono na punkty, które pozwoliły na ułożenie badanych w kolejności od największej generowanej siły, do najmniejszej. Na podstawie wartości uzyskanych danych określono dla każdego uczestnika, która noga ma charakter dominujący. W kolejnym etapie na podstawie testu Manna-Whitneya postanowiono sprawdzić, czy istnieją statystyczne różnice względem nogi określonej jako dominującej a niedominującej w aspekcie wpływu na zmęczenie mięśni. Test Manna-Whitneya (inaczej test Wilcoxona dla dwóch prób niezależnych) jest nieparametrycznym testem statystycznym, używanym do porównywania różnic między dwiema niezależnymi grupami, gdy dane nie spełniają założeń testów parametrycznych (np. normalności rozkładu). Testuje on hipotezę, że dwie populacje, z których pochodzą próbki, mają identyczne rozkłady, a więc czy wartości z jednej grupy są systematycznie większe lub mniejsze od wartości z drugiej grupy. Następnie skorzystano z analizy wariancji (ang. *analysis of variance*, ANOVA), który służy do sprawdzenia, czy istnieją statystycznie istotne różnice między średnimi wynikami w kilku grupach. W tym przypadku za pomocą testu ANOVA

zweryfikowano, czy istnieją statystyczne dowody wpływu siły na zmęczenie mięśni. Test ANOVA przeprowadzono również wykorzystując dane dotyczące dotychczasowych osiągnięć czasów uzyskanych na zawodach uczestników na ergometrze a zmęczeniem mięśni. Każdemu uczestnikowi przypisano punkty według uzyskanego czasu: najlepszy wynik otrzymał 100 punktów, najgorszy 0 punktów, a pozostałe wyniki zostały ocenione proporcjonalnie. Taki sposób punktacji ułatwia późniejszą analizę i prezentację danych.

Uzyskane na podstawie przeprowadzonej analizy ANOVA współczynniki kierunkowe wyznaczonych prostych nie różniły się istotnie od zera. Oznacza to brak statystycznych dowodów na to, by poziom siły maksymalnej kończyn dolnych lub dotychczasowe osiągnięcia sportowe determinowały szybkość narastania zmęczenia mięśniowego u badanych. Co więcej, opisany wcześniej test nie wykazał istotnych różnic w dynamice zmęczenia między kończyną dominującą a niedominującą. Wyniki te stanowią potwierdzenie homogeniczności grupy badawczej oraz fizjologicznej symetrii obciążenia obu nóg. Przeprowadzenie tych dodatkowych weryfikacji pozwoliło na przyjęcie solidnego założenia, że w kluczowym etapie eksperymentu, polegającym na porównaniu wyników pomiaru w warunkach z VR oraz bez VR mogą być rozpatrywane łącznie, traktując grupę jako wysoce jednolitą i odporną na wpływ testowanych zmiennych zakłócających.

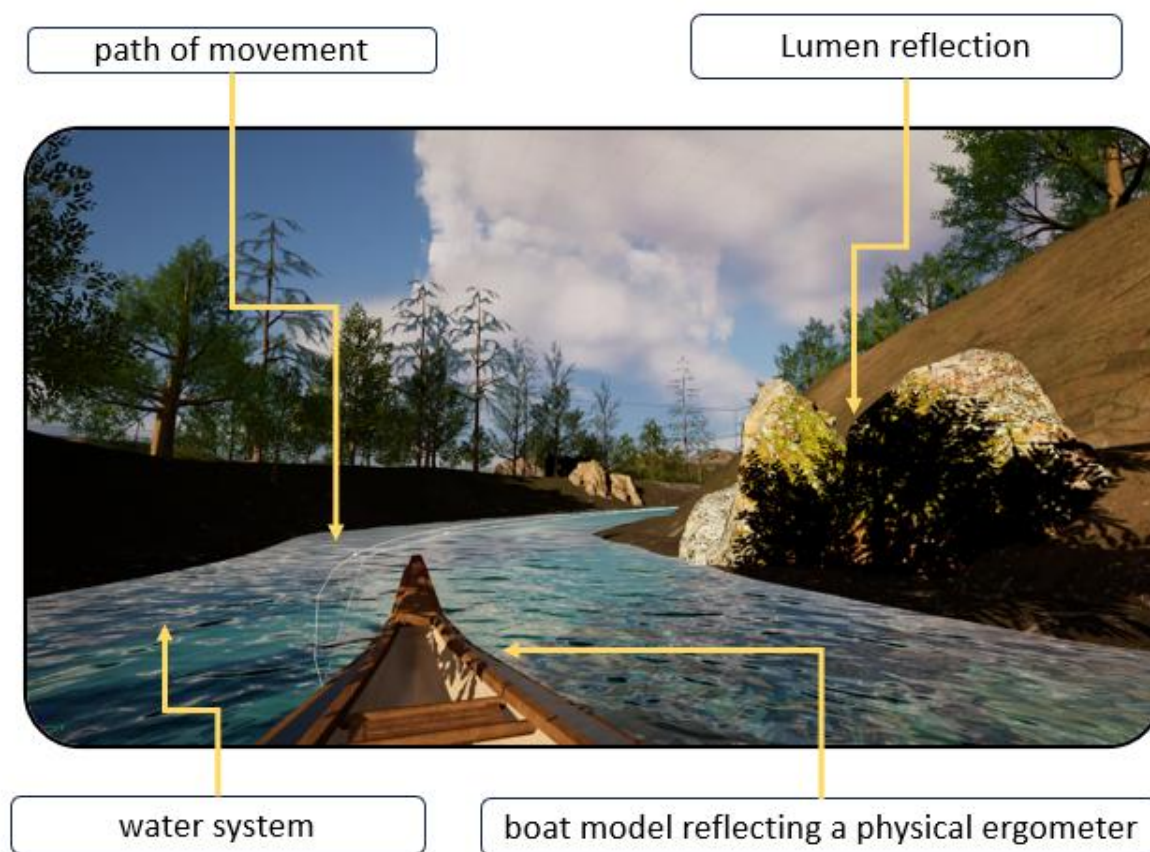
5.4. Wpływ środowiska wirtualnej rzeczywistości (VR) na dynamikę zmęczenia mięśniowego – analiza porównawcza

W ramach ostatniego etapu prac badawczych przeprowadzono pomiary w wariancie rozszerzonym o stymulację wizualną. Testy wysiłkowe przeprowadzono z zachowaniem wszystkich założeń protokołu opisanego w punkcie 5.2 z dodatkowym elementem w postaci wyświetlanej scenerii VR podczas testu. Na Rys. 11 zaprezentowano widok wykorzystanej w badaniu aparatury pomiarowej w pozycji startowej.



Rys. 11. Widok stanowiska pomiarowego do testu na ergometrze wioślarskim zintegrowane z immersyjnym środowiskiem wirtualnej rzeczywistości (VR)
(źródło: opracowanie własne na podstawie [P4])

Środowisko wirtualnej rzeczywistości było prezentowane uczestnikom badań za pośrednictwem gogli VR HTC VIVE Pro 2 (por. rozdz. 4.2.3.5). Autorska sceneria zaprojektowana od podstaw z wykorzystaniem silnika graficznego Unreal Engine, symulowała spływ wioślarski wzdłuż koryta rzeki otoczonej zalesionym terenem. Taki dobór wirtualnego otoczenia miał na celu zapewnienie wysokiego poziomu immersji oraz maksymalne odzwierciedlenie naturalnych warunków treningowych na otwartym akwenie. Przykładowy kadr prezentujący zaimplementowane środowisko z perspektywy pierwszoosobowej użytkownika zilustrowano na Rys. 12.



Rys. 12. Przykładowy kadr interaktywnego środowiska wioślarskiego VR z perspektywy uczestnika badania (źródło: opracowanie własne na podstawie [P4])

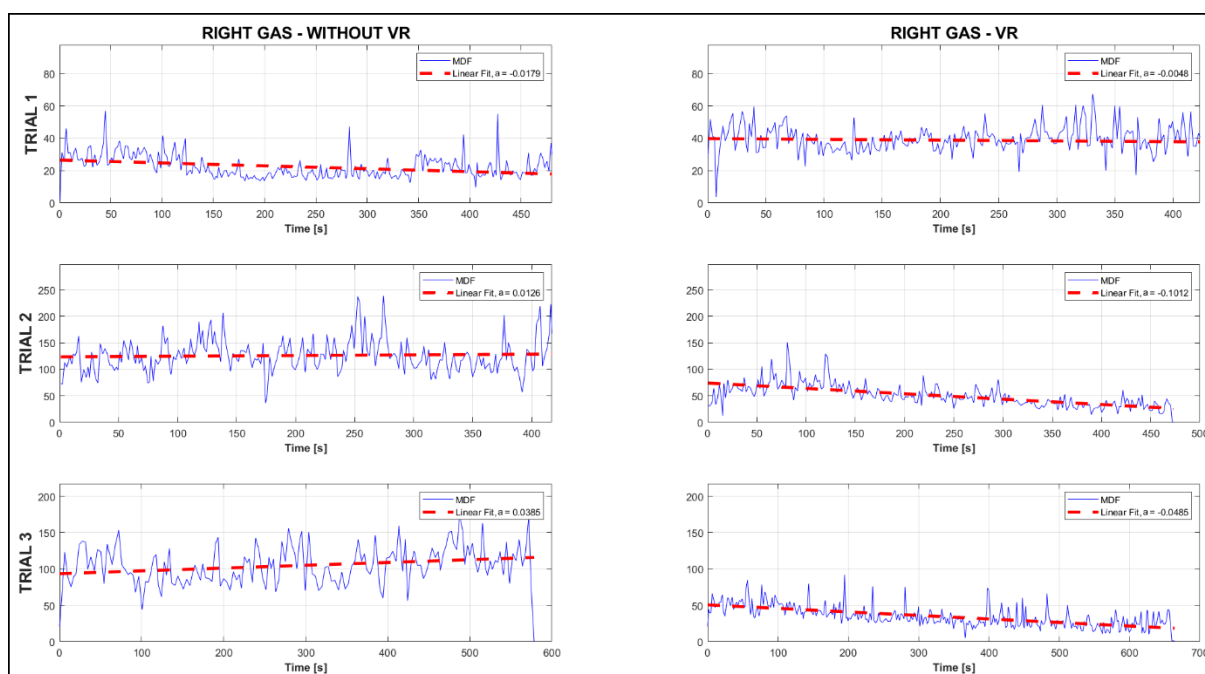
Po wykonaniu fazy eksperymentalnej polegającej na akwizycji sygnałów, zebrane dane poddano obróbce cyfrowej w celu ilościowej oceny zmęczenia mięśniowego. Obliczenia zrealizowano z wykorzystaniem autorskiego algorytmu przetwarzania (zilustrowanego na Rys. 8), postępując ściśle według procedury metodycznej opisanej w podrozdziale 5.1.

5.5. Porównanie wyników zmęczenia w wariancie bez zastosowania technologii VR oraz z technologią VR

W niniejszym podrozdziale zaprezentowano porównanie dynamiki zmęczenia mięśni w dwóch wariantach testowych: w warunkach standardowych (por. rozdz. 5.2) oraz z wykorzystaniem VR (por. rozdz. 5.4). Analiza została przeprowadzona na podstawie sygnałów EMG zarejestrowanych podczas obydwu rodzajów prób wysiłkowych. Zebrane w ten sposób wyniki zostały zestawione i przedstawione na dwóch płaszczyznach: na poziomie indywidualnym każdego z uczestników oraz w ujęciu ogólnogrupowym.

5.5.1. Procedura akwizycji i przetwarzania danych dla analizowanych warunków eksperymentalnych

Główny etap badań obejmował analizę sygnałów EMG zarejestrowanych dla 8 uczestników (członków sekcji wioślarskiej) podczas wysiłku na ergometrze. Każdy z badanych zrealizował założony protokół pomiarowy w dwóch odrębnych warunkach eksperymentalnych: bez użycia VR oraz z wykorzystaniem technologii VR (gdzie bodźcem była realistyczna sceneria rzeki, wyrenderowana w silniku UE5). Na podstawie zarejestrowanych sygnałów pomiarowych, z wykorzystaniem algorytmu opartego na DWT, wyznaczono współczynniki kierunkowe prostej regresji, opisujące dynamikę spadku MDF badanych mięśni. Rozkład MDF w postaci przykładu zilustrowano na Rys. 13.



Rys. 13. Przykładowe przebiegi zmian MDF w czasie dla prawego mięśnia GAS (RIGHT GAS) podczas trzech kolejnych prób wysiłkowych (źródło: opracowanie własne na podstawie [P4])

5.5.2. Wyniki indywidualne

W celu analizy danych indywidualnych dla każdego uczestnika ($N=8$) przeprowadzono test Wilcoxona dla prób zależnych. Pozwoliło to na porównanie wskaźników zmęczenia (wyrażonych jako mediana ze współczynników nachylenia trendu MDF pochodzących z trzech prób) pomiędzy wariantem bez VR, a wariantem z VR. Odpowiednie testy statystyczne przeprowadzono oddzielnie dla każdej z sześciu badanych grup mięśniowych: lewego i prawego RF, lewego i prawego BF oraz lewego i prawego GAS. We wszystkich

przeprowadzonych analizach przyjęto standardowy poziom istotności statystycznej na poziomie = 0.05.

Szczegółowe zestawienie wyników analizy statystycznej (testu Wilcoxona), przeprowadzonej niezależnie dla poszczególnych grup mięśniowych z uwzględnieniem podziału na lewą i prawą kończynę dolną, zaprezentowano w Tab. 1.

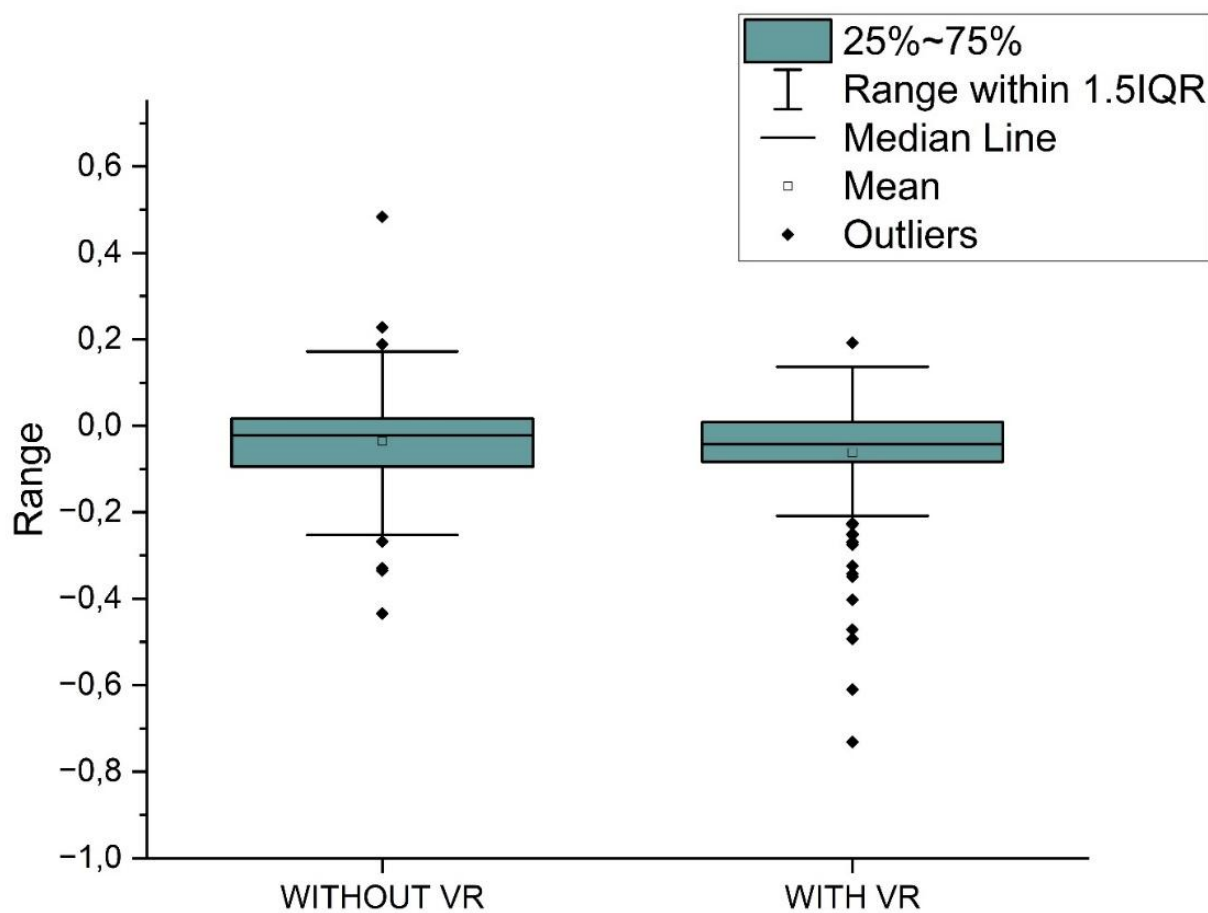
Tab. 1. Zestawienie wartości statystyki testowej oraz poziomu istotności dla testu Wilcoxona [P4]

	RF		BF		GAS	
	Lewy	Prawy	Lewy	Prawy	Lewy	Prawy
Statystyka Wilcoxona	69	93	57	111	67	172
Wartość p	0.10985	0.44447	0.07618	0.88943	0.09524	0.0516

Jak wynika z danych zestawionych w Tab. 1, przeprowadzone testy kolejności par Wilcoxona nie wykazały istotnych statystycznie różnic pomiędzy warunkami bez VR i z VR dla żadnej z sześciu badanych grup mięśniowych ($p > 0.05$). Największe zróżnicowanie we wskaźnikach zmęczenia, oscylujące na granicy przyjętego progu istotności, odnotowano w prawym mięśniu GAS, gdzie wartość p wyniosła 0.0516. W pozostałych przypadkach, w szczególności dla prawego mięśnia BF ($p = 0.889$) oraz prawego RF ($p = 0.444$), wpływ stymulacji VR na dynamikę spadku parametru MDF okazał się znikomy. Wyniki te wskazują na wysoce zindywidualizowaną odpowiedź układu nerwowo-mięśniowego na immersję wirtualną.

5.5.3. Wyniki grupowe

Kolejnym krokiem była ogólnogrupowa analiza zebranych danych, mająca na celu zestawienie zbiorczych wskaźników zmęczenia dla obu badanych środowisk. Porównanie rozkładu i zmienności tych parametrów w warunkach standardowych (bez VR) oraz z wykorzystaniem wirtualnej rzeczywistości (z VR) zaprezentowano na Rys. 14 w formie wykresów pudełkowych.



Rys. 14. Wykres pudełkowy prezentujący rozkład wskaźników zmęczenia mięśniowego dla wszystkich uczestników w podziale na wariant kontrolny (bez VR) oraz eksperymentalny (z VR)
(źródło: opracowanie własne na podstawie [P4])

Zgodnie z zaprezentowanym wykresem pudełkowym (Rys. 14), rozrzut wyników w obu warunkach eksperymentalnych ukształtował się na bardzo zbliżonym poziomie, co obrazuje niemal identyczny zakres wyznaczony przez rozstęp międzykwartyłowy (IQR). Choć średnie i mediany wariantu bez VR plasują się nieznacznie wyżej niż w przypadku próby z VR, wizualna ocena sugeruje jedynie minimalne różnice ogólne. Obserwacja ta jest w pełni spójna z wynikami formalnych testów statystycznych (Tab. 1), które nie potwierdziły istotności tych odchyleń dla żadnej z badanych grup mięśniowych. Oznacza to, że z perspektywy rygorystycznej, ilościowej analizy sygnałów sEMG, zastosowanie technologii wirtualnej rzeczywistości nie wpłynęło w sposób statystycznie istotny na dynamikę zmęczenia mięśni kończyn dolnych w trakcie tego zadania ruchowego.

W celu uzupełnienia powyższej analizy wyznaczono wielkość efektu (d Cohena) oraz moc statystyczną ($1 - \beta$) w programie G*Power 3.1.9.7, bazując na zastosowanym teście

Wilcoxona dla prób zależnych ($N = 8$). Wartości (d Cohena) obliczono na podstawie średnich różnic i połączonego odchylenia standardowego (SD_{pool}) według wzoru:

$$d = \frac{M_{VR} - M_{non-VR}}{SD_{pool}} \quad (5)$$

gdzie M_{VR} i M_{non-VR} oznaczają odpowiednio średnie wartości nachylenia MDF dla warunków z wirtualną rzeczywistością oraz bez niej, natomiast SD_{pool} reprezentuje połączone odchylenie standardowe pochodzące z obu warunków eksperymentalnych. Uzyskane dla poszczególnych grup mięśniowych wartości wielkości efektu (od 0,15 do 0,35) wskazują na małe lub pomijalne różnice według konwencjonalnych progów (0,2 – mały, 0,5 – średni, 0,8 – duży). Wykazana moc statystyczna post hoc na poziomie 0,38 – 0,45 sugeruje niskie prawdopodobieństwo wykrycia rzeczywistego efektu oraz wysokie ryzyko popełnienia błędu II rodzaju (szczegółowy opis obliczeń przedstawiono w pracy [P4]).

5.5.4. Ograniczenia eksperymentu oraz kierunki dalszych prac badawczych

Przeprowadzone badania posiadają kilka ograniczeń, które należy wziąć pod uwagę przy interpretacji wyników. Przede wszystkim nieliczna i wysoce specyficzna grupa badawcza ($N = 8$, wyłącznie wytrenowani wioślarze) wpływa na ograniczenie mocy statystycznej prowadzonych analiz (szczegółowy opis obliczeń przedstawiono w pracy [P4]) i ogranicza możliwość uogólnienia wyników na szerszą populację, w tym kobiety czy osoby o niższym stopniu wytrenowania (amatorów). Z drugiej strony, wysoka homogeniczność uczestników pozwoliła znacząco zredukować zmienność międzyosobniczą. Istotnym uwarunkowaniem był również sześciomiesięczny odstęp między fazami eksperymentu (bez VR i z VR). Mimo stałego nadzoru nad cyklem treningowym, tak długa przerwa mogła stanowić źródło zmiennych zakłócających, takie jak przesunięcia w kondycji fizycznej lub poziom motywacji zawodników, co potencjalnie mogło wpłynąć na charakterystykę sygnałów EMG. Warto również zaznaczyć, że same pomiary elektromiograficzne, choć dostarczają obiektywnych danych, skupiają się głównie na wskaźnikach spektralnych (MDF), opisujące jedynie lokalne zmęczenie obwodowe, pomijając ogólnoustrojową odpowiedź metaboliczną i krążeniowo-oddechową. Ponadto, specyfika wysiłku wioślarskiego związanego z ruchem dynamicznym wiąże się z ryzykiem wystąpienia artefaktów ruchowych oraz degradacją jakości sygnału w wyniku potliwości skóry. Wymieniony problem stanowi istotne wyzwanie w badaniach sEMG w warunkach wysiłkowych. Wymiar technologiczny badań ograniczony był także do wyboru tylko jednego scenariusza wirtualnego, przedstawiającego spływ rzeki. Uniemożliwia to sformułowanie oceny wpływu innych środowisk wirtualnych - na przykład

o charakterze rywalizacyjnym - na poziom zmęczenia. Ponadto w badaniu zabrakło formalnej oceny subiektywnych odczuć uczestników, takich jak stopień immersji czy ewentualny dyskomfort związany z użytkowaniem gogli (ang. *cybersickness*). Uwzględnienie tych danych w przyszłości pozwoliłoby na głębsze zrozumienie interakcji między cyfrowym otoczeniem a wydajnością nerwowo-mięśniową sportowców.

6. Podsumowanie i wnioski

W niniejszej rozprawie zaprezentowano kompleksowy model postępowania, jaki należy przeprowadzić, aby z dużą wiarygodnością opracować i zweryfikować możliwości zastosowania oryginalnej metodyki badawczej do wyznaczania charakterystyk zmęczenia mięśni w ruchu dynamicznym. Zaproponowane i zwalidowane podejście badawcze w sposób spójny integruje rygorystyczne procedury eksperymentalne z zaawansowanym przetwarzaniem zarejestrowanych danych pomiarowych według zaproponowanego algorytmu bazującego na DWT. Na podstawie przeprowadzonych badań można sformułować następujące wnioski:

- **Przeprowadzono walidację metodyki** ilościowej oceny zmęczenia mięśni w warunkach wysiłku dynamicznego (na ergometrze wioślarskim). Wykazano, że algorytm oparty na DWT skutecznie wyodrębnia cechy sygnału sEMG. Odnotowane w zdecydowanej większości prób ujemne wartości współczynników nachylenia regresji liniowej dla mediany częstotliwości MDF obiektywnie odzwierciedlają fizjologiczne zjawisko narastającego zmęczenia mięśniowego, potwierdzając trafność zastosowanego modelu analitycznego.
- **Dowodzono obiektywności zaproponowanego podejścia** dla grupy jednorodnie wysoko wytrenowanych sportowców. Wykazano, że zmęczenie mięśniowe jest niezależne od siły lub dotychczasowych osiągnięć sportowych badanych, co świadczy o spójności opracowanej metody.
- **Weryfikacja głównej hipotezy badawczej nie wykazała istotnych statystycznie różnic** w przebiegu procesu zmęczenia mięśni kończyn dolnych pomiędzy treningiem wioślarskim w środowisku VR a warunkami standardowymi ($p > 0.05$). Sugeruje to, że zaimplementowana sceneria VR nie stanowi wystarczającego bodźca do modyfikacji fizjologicznych wzorców zmęczenia u wysoko wytrenowanych sportowców. Niemniej jednak, niska moc testów statystycznych dla małej próby ($N=8$) oraz odnotowane niewielkie wielkości efektu ($d \approx 0.15 - 0.35$) podkreślają konieczność weryfikacji tych obserwacji na większych, bardziej zróżnicowanych grupach badawczych.

Integracja immersyjnej technologii VR z zaawansowanymi systemami EMG oferuje zupełnie inne podejście do analizy obciążeń układu ruchu. Kwestia doboru optymalnych metod jego ilościowej oceny zmęczenia wciąż pozostaje istotnym wyzwaniem w obszarze biomechaniki. Prowadzone badania stanowią solidny fundament do dalszych pogłębionych

analiz na większych próbach badawczych z wykorzystaniem alternatywnych metryk sygnałowych, co pozwoli w przyszłości na jeszcze precyzyjniejsze określenie wpływu immersji wirtualnej na zmęczenie nerwowo-mięśniowe w trakcie wykonywania ćwiczeń dynamicznych.

7. Synteza metodyczna i perspektywy rozwoju systemów detekcji zmęczenia w aspekcie wyzwań ruchu dynamicznego

Podsumowaniem cyklu badawczego przedstawionego w niniejszej dysertacji jest opracowanie wskazówek metodycznych, które adresują fundamentalne problemy zidentyfikowane podczas realizacji badań eksperymentalnych. Doświadczenia zdobyte w trakcie analizy sygnału sEMG podczas wiosłowania na ergometrze, zarówno w warunkach standardowych, jak i w środowisku VR, stały się podstawą do sformułowania szerszych wniosków o charakterze uniwersalnym, które wykraczają poza specyfikę pojedynczego eksperymentu. Wnioski te zostały szczegółowo omówione w piątej publikacji cyklu [P5], stanowiącej metodyczne podsumowanie oraz wyznaczającej kierunki przyszłych prac w obszarze biomechaniki dynamicznej.

7.1. Wyzwania standaryzacyjne i specyfika sygnału niestacjonarnego

Analiza literatury oraz badania własne wykazały, że mimo dekad stosowania sEMG, środowisko naukowe wciąż debatuje nad optymalnym podejściem do analizy zmęczenia w warunkach dynamicznych. Jak wykazano w pracy przeglądowej, klasyczne podejście oparte na analizie spektralnej (wyznaczanie MDF czy MNF za pomocą transformaty Fouriera) jest niewystarczające w obliczu niestacjonarności sygnału generowanego podczas złożonych ruchów cyklicznych.

W niniejszej rozprawie zaimplementowano analizę czasowo-częstotliwościową z wykorzystaniem DWT. Metoda ta wyróżnia się zdolnością do adaptacyjnego dopasowania rozdzielczości czasowej i częstotliwościowej. Zastosowanie DWT pozwoliło na precyzyjne śledzenie dynamicznych zmian w sygnale, które w klasycznym ujęciu, opartym na sztywnym oknie czasowym, mogłyby zostać zatarte przez uśrednianie. Niemniej jednak, badania te uwypukliły również krytyczne znaczenie czynników zakłócających, takich jak impedancja skóry, perspiracja czy artefakty ruchowe (przemieszczanie elektrod), które w warunkach dynamicznych wymagają rygorystycznych protokołów przygotowawczych i walidacyjnych.

7.2. Synergia sztucznej inteligencji i analizy falkowej

Kluczowym wnioskiem płynącym z syntezy przeprowadzonych badań jest propozycja kompleksowego podejścia do analizy danych biomedycznych. Zamiast polegać wyłącznie na tradycyjnych narzędziach analitycznych i manualnie zdefiniowanych parametrach, badania

sugerują przejście w kierunku modeli zdolnych do autonomicznego identyfikowania złożonych, nieliniowych wzorców w danych z zakresu biomechaniki. Praca wskazuje, że synergia metod takich jak DWT z metodami sztucznej inteligencji otwiera nowe możliwości w odkrywaniu relacji ukrytych dla standardowych metod statystycznych.

Wyznaczone w niniejszej pracy współczynniki falkowe (zarówno aproksymacji, jak i szczegółów) dla mięśni kończyn dolnych mogą służyć jako wektor cech wejściowych dla zaawansowanych modeli, takich jak maszyna wektorów nośnych (ang. *support vector machine*, SVM), konwolucyjna sieć neuronowa (ang. *convolutional neural network*, CNN) czy sieć o długiej pamięci krótkotrwałej (ang. *long short-term Memory*, LSTM). Zastosowanie tych modeli umożliwia identyfikację złożonych struktur danych oraz wychwycenie nieliniowych korelacji zmęczeniowych, których identyfikacja może być utrudniona w przypadku klasycznej analizy trendu liniowego parametru MDF.

7.3. Integracja multimodalna i horyzonty badawcze

Podsumowując, niniejsza rozprawa dowodzi, że skuteczne monitorowanie zmęczenia w sporcie wyczynowym wymaga podejścia holistycznego. Oznacza to konieczność integracji danych z wielu źródeł (przykładowo: sEMG, fNIRS) oraz zastosowania hybrydowych ram obliczeniowych, które łączą dekompozycję falkową z inteligencją obliczeniową.

Wyzwania zidentyfikowane w pracy, w tym potrzeba generalizacji modeli AI na zróżnicowane populacje oraz standaryzacja protokołów badawczych, wyznaczają kierunek dalszych prac. Opracowana w ramach doktoratu metodyka stanowi solidny fundament dla budowy systemów biocybernetycznych nowej generacji, zdolnych do predykcji stanu funkcjonalnego zawodnika w czasie rzeczywistym, co ma istotne znaczenie nie tylko dla optymalizacji treningu, ale również dla prewencji urazów w sporcie i rehabilitacji.

8. Oryginalne elementy rozprawy doktorskiej

W opinii Doktorantki elementami oryginalnymi rozprawy doktorskiej są:

- Zastosowanie integracji pomiarów sEMG z technologią VR w celu ilościowej oceny zmęczenia mięśni. Jest to kompleksowe podejście w kontekście dynamicznego ruchu na ergometrze wioślarskim, gdzie niewiele badań dostarcza ilościowych danych dotyczących zmęczenia mięśni z wykorzystaniem danych sEMG w środowisku VR.
- Analiza wpływu realistycznego, naturalnego środowiska wirtualnego (spływ rzeką w środowisku górskim i roślinnością, stworzonego w UE5) na zmęczenie mięśni monitorowane za pomocą EMG podczas dynamicznych ćwiczeń. To podejście pozwala na unikalne spostrzeżenia dotyczące adaptacji fizjologicznych i wskaźników zmęczenia w warunkach zbliżonych do rzeczywistych.
- Wykonana analiza jakościowa na podstawie otrzymanych danych pomiarowych.
- Opracowana i wykonana walidacja zaproponowanej metody ilościowej oceny zmęczenia mięśni w ruchu dynamicznym na ergometrze wioślarskim, oparta na sygnałach sEMG. Metoda ta została potwierdzona jako obiektywna dla jednorodnie wytrenowanych sportowców, wykazując, że zmęczenie mięśniowe jest niezależne od siły czy dotychczasowych osiągnięć sportowych badanych, co świadczy o spójności opracowanej metody.
- Identyfikacja kluczowych wyzwań technicznych oraz trudności związanych ze zmiennością, napotkanych we wstępnych pracach nad połączeniem sEMG i VR. Obejmują one trudności z synchronizacją i stabilizacją sygnału w ruchu dynamicznym oraz potencjalną wariancję pomiarową (zmienność) w danych zebranych z VR.
- Zastosowanie zaawansowanych metod przetwarzania danych EMG, takich jak DWT, co zapewnia bardziej szczegółową i dokładną analizę wzorców zmęczenia mięśni.
- Skoncentrowanie uwagi badawczej na wytrzymałościowych ćwiczeniach wioślarskich, obszarze mniej eksplorowanym w poprzednich badaniach VR i EMG, co pozwala na unikalne spostrzeżenia dotyczące adaptacji fizjologicznych i wskaźników zmęczenia.
- Zastosowanie rygorystycznej kontroli, polegającej na stałym monitorowaniu uczestników (dieta, masa ciała, poziom sprawności fizycznej) w celu zminimalizowania wpływu sześciomiesięcznego odstępu między fazami zbierania danych.

Zapewniło to wysoką stabilność i porównywalność wyników, a kluczowe wskaźniki wydajności na ergometrze wioślarskim pozostały niezmienione.

Podsumowując, praca wprowadza wielokryterialną metodykę oceny zmęczenia mięśni w warunkach dynamicznych, z wykorzystaniem zaawansowanych technik przetwarzania sygnałów i eksperymentów z VR, jednocześnie wypełniając lukę w literaturze dotyczącą ilościowej oceny zmęczenia podczas ćwiczeń na ergometrze wioślarskim.

9. Kierunki dalszych badań

Poniżej przedstawiono kluczowe kierunki dalszych badań:

- Obecne badanie wykazało brak statystycznie istotnego wpływu środowiska naturalnego VR na progresję zmęczenia w badanych grupach mięśniowych. W związku z tym, konieczne jest dalsze badanie wpływu zróżnicowanych scenariuszy VR, o innym charakterze (np. o wysokim wzbudzeniu, lub o charakterze psychologicznym, niecharakterystycznym dla zmęczenia) na oceniane zmęczenia. Również w przypadku innych typów sportu. Pozwoliłoby to na lepsze zrozumienie, czy i w jaki sposób różne bodźce wizualne i psychologiczne wpływają na percepcję i fizjologiczne objawy zmęczenia mięśniowego.
- Badania nad zmęczeniem mięśni w środowisku wirtualnym wymagają ustandaryzowania protokołów i integracji danych z wielu czujników. Kluczowym kierunkiem jest integracja pomiarów biosygnatów, takich jak sEMG i fNIRS, zwłaszcza z jednostką fNIRS, która mogłaby być umieszczona na głowie uczestnika. Istotnym byłoby więc opracowanie zintegrowanego stanowiska pomiarowego, które rozwiązałoby problemy techniczne synchronizacji, takie jak przykładowo pocenie się podczas wysiłku. Taka integracja umożliwi jednoczesną, zsynchronizowaną analizę neuronalnych i metabolicznych aspektów zmęczenia w środowisku wirtualnym, dostarczając bardziej kompleksowego obrazu reakcji organizmu na wysiłek.
- Wzrastające zastosowanie metod sztucznej inteligencji w analizie sygnałów EMG otwiera nowe możliwości w badaniach nad zmęczeniem. Dalsze badania powinny skupić się na rozwoju modeli predykcyjnych, które będą w stanie prognozować moment wystąpienia krytycznego zmęczenia na podstawie danych z początkowych faz wysiłku. Synergia między WT a AI jest może być szczególnie efektywna, gdy WT byłaby używana do wstępnego przetwarzania sygnału (np. usuwania szumów) oraz do ekstrakcji cech.
- Przyszłe badania powinny obejmować analizę, w jaki sposób zmęczenie mięśniowe wpływa na indywidualne i grupowe wzorce synergii oraz stosowane kompensacje między mięśniami. Wykorzystanie w tym celu zaawansowanych technik, takich jak fNIRS, w połączeniu z EMG, pozwoliłoby na dogłębne zrozumienie mechanizmów koordynacji mięśniowej i ich zmian w miarę narastania zmęczenia w ruchu

dynamicznym. To mogłoby przyczynić się do lepszego zdefiniowania wskaźników zmęczenia i strategii treningowych.

- Aby zwiększyć możliwość porównywania wyników prowadzonych badań i przyspieszyć wdrożenie opracowanych technologii, kluczowe jest podjęcie działań na rzecz standaryzacji. Obejmuje to opracowanie jednolitych protokołów do wyznaczania zmęczenia, akwizycji danych, kryteriów wyboru falki macierzystej, metod ekstrakcji cech i walidacji, a także tworzenie publicznie dostępnych, referencyjnych zbiorów danych.
- Pomimo iż badanie obejmowało całą sekcję sportową i dołożono starań do homogeniczności uczestników, przyszłe badania z większymi i bardziej zróżnicowanymi próbami poprawią wiarygodność i uogólnienie wyników.
- W przyszłych badaniach warto rozważyć alternatywne metody monitorowania maksymalnego zmęczenia, które uzupełnią subiektywną skalę odczuwanego wysiłku (RPE), takie jak zintegrowane systemy do pomiaru VO_2 i tętna (HR).

Bibliografia

1. Wan, J.J.; Qin, Z.; Wang, P.Y.; Sun, Y.; Liu, X. Muscle Fatigue: General Understanding and Treatment. *Exp. Mol. Med.* **2017**, *49*, doi:10.1038/emm.2017.194.
2. Alberto Fidalgo-Herrera, J.M.-P.; Carratalá-Tejada, M. Traces of Muscular Fatigue in the Rectus Femoris Identified with Surface Electromyography and Wavelets on Normal Gait. *Physiother. Theory Pract.* **2022**, *38*, 211–225, doi:10.1080/09593985.2020.1725945.
3. Alba-Jiménez, C.; Moreno-Doutres, D.; Peña, J. Trends Assessing Neuromuscular Fatigue in Team Sports: A Narrative Review. *Sports* **2022**, *10*, doi:10.3390/sports10030033.
4. Jebelli, H.; Seo, J.O.; Hwang, S.; Lee, S.H. Physiology-Based Dynamic Muscle Fatigue Model for Upper Limbs during Construction Tasks. *Int. J. Ind. Ergon.* **2020**, *78*, 102984, doi:10.1016/j.ergon.2020.102984.
5. Vøllestad, N.K. Measurement of Human Muscle Fatigue. *J. Neurosci. Methods* **1997**, *74*, 219–227, doi:10.1016/S0165-0270(97)02251-6.
6. González-Izal, M.; Malanda, A.; Gorostiaga, E.; Izquierdo, M. Electromyographic Models to Assess Muscle Fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **2012**, *22*, 501–512.
7. Ebied, A.; Awadallah, A.M.; Abbass, M.A.; El-Sharkawy, Y. Upper Limb Muscle Fatigue Analysis Using Multi-Channel Surface EMG. In Proceedings of the 2020 2nd Novel Intelligent and Leading Emerging Sciences Conference (NILES); 2020; pp. 423–427.
8. Cifrek, M.; Medved, V.; Tonković, S.; Ostojić, S. Surface EMG Based Muscle Fatigue Evaluation in Biomechanics. *Clinical Biomechanics* **2009**, *24*, 327–340, doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010.
9. Farina, D. *Interpretation of the Surface Electromyogram in Dynamic Contractions*; 2006; Vol. 34;.
10. Chowdhury, S.K.; Nimbarte, A.D. Comparison of Fourier and Wavelet Analysis for Fatigue Assessment during Repetitive Dynamic Exertion. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **2015**, *25*, 205–213, doi:10.1016/j.jelekin.2014.11.005.
11. Beck, T.W.; Housh, T.J.; Johnson, G.O.; Weir, J.P.; Cramer, J.T.; Coburn, J.W.; Malek, M.H. Comparison of Fourier and Wavelet Transform Procedures for Examining the Mechanomyographic and Electromyographic Frequency Domain Responses during

- Fatiguing Isokinetic Muscle Actions of the Biceps Brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **2005**, *15*, 190–199, doi:10.1016/j.jelekin.2004.08.007.
12. Jabłońska, M.; Mączyński, J.; Fryzowicz, A.; Ogurkowska, M.B. Electromyographic Assessment of Muscle Fatigue after the Biering–Sorensen Test in Subjects with Low Back Pain Who Underwent the McKenzie Treatment. *Acta Bioeng. Biomech.* **2021**, *23*, 87–96, doi:10.37190/ABB-01823-2021-03.
 13. Chowdhury, S.K.; Nimbarte, A.D.; Jaridi, M.; Creese, R.C. Discrete Wavelet Transform Analysis of Surface Electromyography for the Fatigue Assessment of Neck and Shoulder Muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **2013**, *23*, 995–1003, doi:10.1016/j.jelekin.2013.05.001.
 14. Macisaac, D.; Parker, P.A.; Scott, R.N. The Short-Time Fourier Transform and Muscle Fatigue Assessment in Dynamic Contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **2001**, *11*, 439–449, doi:10.1016/S1050-6411(01)00021-9.
 15. Sparto, P.J.; Parnianpour, M.; Barria, E.A.; Jagadeesh, J.M. Wavelet and Short-Time Fourier Transform Analysis of Electromyography for Detection of Back Muscle Fatigue. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* **2000**, *8*, 433–436, doi:10.1109/86.867887.
 16. Bastiaensen, Y.; Schaeps, T.; Baeyens, J.-P.P. *Analyzing an SEMG Signal Using Wavelets*; Vander Sloten, J., Verdonck, P., Nyssen, M., Haueisen, J., Eds.; Springer Berlin Heidelberg: Berlin, Heidelberg, 2007;
 17. Idrees, B.M.; Farooq, O. Estimation of Muscle Fatigue Using Wavelet Decomposition. *2015 5th International Conference on Digital Information Processing and Communications (ICDIPC)* **2015**, 267–271, doi:10.1109/ICDIPC.2015.7323040.
 18. Xiao, S.; Leung, S.C. Muscle Fatigue Monitoring Using Wavelet Decomposition of Surface EMG. *Biomed. Sci. Instrum.* **1997**, *34*, 147–152.
 19. Zhang, X.; Wang, Y.; Han, R.P.S. *Wavelet Transform Theory and Its Application in EMG Signal Processing*; 2010; Vol. 5, pp. 2234–2238;.
 20. Vannozzi, G.; Conforto, S.; D'Alessio, T. Automatic Detection of Surface EMG Activation Timing Using a Wavelet Transform Based Method. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **2010**, *20*, 767–772, doi:10.1016/j.jelekin.2010.02.007.
 21. Karlsson, S.; Gerdle, B. Mean Frequency and Signal Amplitude of the Surface EMG of the Quadriceps Muscles Increase with Increasing Torque - a Study Using the Continuous Wavelet Transform. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **2001**, *11*, 131–140.

22. Boyer, M.; Bouyer, L.; Roy, J.S.; Campeau-Lecours, A. A Real-Time Algorithm to Estimate Shoulder Muscle Fatigue Based on Surface EMG Signal for Static and Dynamic Upper Limb Tasks. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS* **2021**, 100–106, doi:10.1109/EMBC46164.2021.9630702.
23. Phinyomark, A.; Thongpanja, S.; Hu, H.; Phukpattaranont, P.; Limsakul, C. The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges* **2012**, Ch. 8, doi:10.5772/50639.
24. Kim, C.-B.; Park, C.-H.; Kim, C.-H.; Lee, H.-S.; Kim, M.-O. Changes in Surface Electromyography Signal According to Severity in Patients with Carpal Tunnel Syndrome. *Journal of Electrodiagnosis and Neuromuscular Diseases* **2020**, 22, 15–22, doi:10.18214/jend.2020.22.1.15.
25. Özgören, N.; Arıtan, S. Peak Counting in Surface Electromyography Signals for Quantification of Muscle Fatigue during Dynamic Contractions. *Med. Eng. Phys.* **2022**, 107, doi:10.1016/j.medengphy.2022.103844.
26. Dantas, J.L.; Camata, T. V.; Brunetto, M.A.O.C.; Moraes, A.C.; Abrão, T.; Altimari, L.R. Fourier and Wavelet Spectral Analysis of EMG Signals in Isometric and Dynamic Maximal Effort Exercise. *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10* **2010**, 5979–5982, doi:10.1109/IEMBS.2010.5627579.
27. Yousif, H.A.; Zakaria, A.; Rahim, N.A.; Salleh, A.F. Bin; Mahmood, M.; Alfarhan, K.A.; Kamarudin, L.M.; Mamduh, S.M.; Hasan, A.M.; Hussain, M.K. Assessment of Muscles Fatigue Based on Surface EMG Signals Using Machine Learning and Statistical Approaches: A Review. In *Proceedings of the IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*; IOP Publishing Ltd, December 3 2019; Vol. 705.
28. Zawawi, T.N.S.T.; Abdullah, A.R.; Sudirman, R.; Saad, N.; Mahmood, N.H. A Review of Electromyography Signal Analysis of Fatigue Muscle for Manual Lifting. In *Proceedings of the 2020 6th International Conference on Computing Engineering and Design (ICCED)*; 2020; pp. 1–6.
29. Chang, K.M.; Liu, S.H.; Wu, X.H. A Wireless SEMG Recording System and Its Application to Muscle Fatigue Detection. *Sensors* **2012**, 12, 489–499, doi:10.3390/s120100489.

30. Bernardo, F.G.; Martins, R.P.; Guedes, J.C. Evaluation of Physical Fatigue Based on Motion Analysis. *Occupational Safety and Hygiene VI - Selected contributions from the International Symposium Occupational Safety and Hygiene, SHO 2018* **2018**, *1*, 73–77, doi:10.1201/9781351008884-13.
31. Yu, C.P.; Lee, H.Y.; Luo, X.Y. The Effect of Virtual Reality Forest and Urban Environments on Physiological and Psychological Responses. *Urban For. Urban Green.* **2018**, *35*, 106–114, doi:10.1016/j.ufug.2018.08.013.
32. Caserman, P.; Garcia-Agundez, A.; Gámez Zerban, A.; Göbel, S. Cybersickness in Current-Generation Virtual Reality Head-Mounted Displays: Systematic Review and Outlook. *Virtual Real.* **2021**, *25*, 1153–1170, doi:10.1007/s10055-021-00513-6.
33. Chang, E.; Kim, H.T.; Yoo, B. Virtual Reality Sickness: A Review of Causes and Measurements. *Int. J. Hum. Comput. Interact.* **2020**, 1658–1682, doi:10.1080/10447318.2020.1778351.
34. de Vries, A.W.; Willaert, J.; Jonkers, I.; van Dieën, J.H.; Verschueren, S.M.P. Virtual Reality Balance Games Provide Little Muscular Challenge to Prevent Muscle Weakness in Healthy Older Adults. *Games Health J.* **2020**, *9*, 227–236, doi:10.1089/g4h.2019.0036.
35. Jayarathne, M.; Wickramanayake, D.; Afsheenjinan, A.; Ranaweera, R.; Weerasingha, V. EMG Based Biofeedback System Using a Virtual Reality Method. *2015 IEEE 10th International Conference on Industrial and Information Systems (ICIIS)* **2015**, 111–116, doi:10.1109/ICIINFS.2015.7398995.
36. Kim, G.; Biocca, F. Immersion in Virtual Reality Can Increase Exercise Motivation and Physical Performance. In *Proceedings of the Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*; Springer Verlag, 2018; Vol. 10910 LNCS, pp. 94–102.
37. Chen, Y.; Wu, Z. A Review on Ergonomics Evaluations of Virtual Reality. *Work* **2023**, *74*, 831–841, doi:10.3233/WOR-205232.
38. JÖBSIS, F.F. Noninvasive, Infrared Monitoring of Cerebral and Myocardial Oxygen Sufficiency and Circulatory Parameters. *Science (1979)*. **1977**, *198*, 1254–1267.
39. Haeussinger, F.B.; Heinzl, S.; Hahn, T.; Schecklmann, M.; Ehli, A.C.; Fallgatter, A.J. Simulation of Near-Infrared Light Absorption Considering Individual Head and Prefrontal Cortex Anatomy: Implications for Optical Neuroimaging. *PLoS One* **2011**, *6*, doi:10.1371/journal.pone.0026377.

40. Di Giminiani, R.; Cardinale, M.; Ferrari, M.; Quaresima, V. Validation of Fabric-Based Thigh-Wearable EMG Sensors and Oximetry for Monitoring Quadricep Activity during Strength and Endurance Exercises. *Sensors (Switzerland)* **2020**, *20*, 1–13, doi:10.3390/s20174664.
41. Doherty, E.J.; Spencer, C.A.; Burnison, J.; Čeko, M.; Chin, J.; Eloy, L.; Haring, K.; Kim, P.; Pittman, D.; Powers, S.; et al. Interdisciplinary Views of FNIRS: Current Advancements, Equity Challenges, and an Agenda for Future Needs of a Diverse FNIRS Research Community. *Front. Integr. Neurosci.* **2023**, *17*, 1059679, doi:10.3389/fnint.2023.1059679.
42. Kauppi, K.; Korhonen, V.; Ferdinando, H.; Kallio, M.; Myllylä, T. Combined Surface Electromyography, near-Infrared Spectroscopy and Acceleration Recordings of Muscle Contraction: The Effect of Motion. *J. Innov. Opt. Health Sci.* **2017**, *10*, doi:10.1142/S1793545816500565.
43. Martinek, R.; Ladrova, M.; Sidikova, M.; Jaros, R.; Behbehani, K.; Kahankova, R.; Kawala-Sterniuk, A. Advanced Bioelectrical Signal Processing Methods: Past, Present, and Future Approach—Part Iii: Other Biosignals. *Sensors* **2021**, *21*.
44. Jurecka, A.; Żmijewska, K.; Paplacz, M.; Gądek, A. The Effect of Cervical Spine Rotation on Electromyographic Activity of the Trapezius and Serratus Anterior during Selected Shoulder Complex Movements. *Acta Bioeng. Biomech.* **2021**, *24*, doi:10.37190/ABB-01988-2021-02.
45. Williams, N. The Borg Rating of Perceived Exertion (RPE) Scale. *Occup. Med. (Chic Ill)*. **2017**, *67*, 404–405, doi:10.1093/occmed/kqx063.
46. Halaki, M.; Ginn, K. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize To? In *Computational Intelligence in Electromyography Analysis*; Naik, G.R., Ed.; IntechOpen: Rijeka, 2012.
47. Joel Martin, B.R.; St Andrews Crossfit Nittany, B. *A Biomechanical Analysis of Rowing*; 2012;
48. Jeżewska-Zychowicz, M.; J., G.; Wadolowska, L.; J., C.; Galiński, G.; A., K.-D.; Roszkowski, W.; Wawrzyniak, A.; Przybyłowicz, K.; Stasiewicz, B.; et al. *Kwestionariusz Do Badania Poglądów i Zwyczajów Żywnościowych oraz Procedura Opracowania Danych*; 2014; ISBN 978-83-63305-19-2.
49. Sahin, U.; Sahin, F. Pattern Recognition with Surface EMG Signal Based Wavelet Transformation. *Conf. Proc. IEEE Int. Conf. Syst. Man Cybern.* **2012**, 295–300, doi:10.1109/ICSMC.2012.6377717.

50. Kumar, D.K.; Pah, N.D.; Bradley, A. Wavelet Analysis of Surface Electromyography to Determine Muscle Fatigue. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **2003**, *11*, 400–406, doi:10.1109/TNSRE.2003.819901.
51. Chowdhury, R.; Reaz, M.B.I.I.; Islam, M.T. Wavelet Transform to Recognize Muscle Fatigue. *Asian Himalayas International Conference on Internet* **2012**, 1–5, doi:10.1109/AHICI.2012.6408445.
52. Reaz, M.B.I.; Hussain, M.; Mohd-Yasin, F. EMG Analysis Using Wavelet Functions to Determine Muscle Contraction. *8th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services* **2006**, 132–134.
53. Canal, M.R. Comparison of Wavelet and Short Time Fourier Transform Methods in the Analysis of EMG Signals. *J. Med. Syst.* **2010**, *34*, 91–94, doi:10.1007/s10916-008-9219-8.
54. Wodarski, P.; Jurkojć, J.; Gzik, M. Wavelet Decomposition in Analysis of Impact of Virtual Reality Head Mounted Display Systems on Postural Stability. *Sensors (Switzerland)* **2020**, *20*, 1–12, doi:10.3390/s20247138.
55. Phinyomark, A.; Limsakul, C.; Phukpattaranont, P. Application of Wavelet Analysis in EMG Feature Extraction for Pattern Classification. *Measurement Science Review* **2011**, *11*, 45–52, doi:10.2478/v10048-011-0009-y.