

Politechnika Warszawska

W Y D Z I A Ł M E C H A T R O N I K I



Praca dyplomowa inżynierska

na kierunku Inżynieria Biomedyczna
w specjalności Aparatura Medyczna

Projekt układu do pomiaru mocy generowanej podczas przysiadu ze
sztangą

numer pracy według wydziałowej ewidencji prac: 114B-ISP-IB/289761/1157216

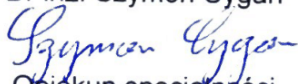

Maciej Krzysztof Groszyk

numer albumu 289761

promotor
dr inż. Szymon Cygan

konsultacje
—

WARSZAWA 2021

PRACA DYPLOMOWA inżynierska	
<u>Specjalność: Aparatura medyczna</u>	
<u>Instytut prowadzący specjalność: Instytut Metrologii i Inżynierii Biomedycznej</u>	
<u>Instytut prowadzący pracę: Instytut Metrologii i Inżynierii Biomedycznej</u>	
Temat pracy: Projekt układu do pomiaru mocy generowanej podczas przysiadu ze sztangą	
Temat pracy (w jęz. ang.): Design of a device for measurement of power exerted during barbell squat	
Zakres pracy: <ol style="list-style-type: none"> 1. Zapoznanie się z dostępną literaturą. Przegląd istniejących rozwiązań pokrewnych. 2. Opracowanie szczegółowych wymagań i koncepcji budowy układu. 3. Projekt układu i symulacyjna weryfikacja jego poprawności. 4. Budowa modelu funkcjonalnego. 5. Sprawdzenie poprawności działania układu. 	
Podstawowe wymagania: <ol style="list-style-type: none"> 1. Urządzenie ma umożliwić rejestrację przemieszczenia pionowego sztangi przy pomocy linki rozwijanej i zwijanej ze zwijarki bębnekowej. 2. Generowana moc wyznaczana będzie na podstawie zarejestrowanych danych o przemieszczeniu sztangi oraz wprowadzonych do programu danych o masie ciała ćwiczącego i masie zastosowanego obciążenia. 3. Obliczenia mocy mają uwzględniać to, które części ciała podlegają przemieszczeniom. 	
Literatura: <ol style="list-style-type: none"> 1. Bober T., Zawadzki J., „Biomechanika układu ruchu człowieka”, Wydawnictwo BK, 2003 2. A. Martorelli et al., „Neuromuscular and blood lactate responses to squat power training with different rest intervals between sets,” J. Sport. Sci. Med., vol. 14, no. 2, pp. 269–275, 2015. 3. S. Lorenzetti, T. Lamparter, and F. Lüthy, “Validity and reliability of simple measurement device to assess the velocity of the barbell during squats,” BMC Res. Notes, vol. 10, no. 1, p. 707, Dec. 2017. 	
Słowa kluczowe: biomechanika sportu, pomiar mocy, ćwiczenia siłowe, pomiar przemieszczenia, motion capture.	
Praca dyplomowa jest realizowana we współpracy z przemysłem Tak/Nie *	
Nazwa firmy:	
Imię i nazwisko dyplomanta:	Imię i nazwisko promotora:
Maciej Groszyk	dr inż. Szymon Cygan
	Imię i nazwisko konsultanta:
	-
Temat wydano dnia:	Termin ukończenia pracy:
01.03.2020	31.01.2020
Miejsce wykonywania praktyki przeddyplomowej:	
Instytut medycyny doświadczalnej i klinicznej im. M. Mossakowskiego	
Zatwierdzenie tematu	
Dr inż. Szymon Cygan  Opiekun specjalności	Dr hab. inż. Jakub Żmigrodzki  Z-ca Dyrektora Instytutu

Projekt układu do pomiaru mocy generowanej podczas przysiadu ze sztangą

Słowa kluczowe: biomechanika sportu, pomiar mocy, ćwiczenia siłowe, pomiar przemieszczenia

Streszczenie

Przedmiotem pracy dyplomowej jest projekt układu pomiaru mocy generowanej podczas przysiadu ze sztangą z aplikacją umożliwiającą wizualizację pomiarów w postaci wykresów.

W pierwszym rozdziale został przedstawiony cel pracy oraz założenia jakie należało spełnić podczas projektowania urządzenia i aplikacji. We wstępie został również umieszczony plan pracy, w którym krótko opisano kolejne etapy pracy dyplomowej.

W kolejnym rozdziale przytoczono przykładowe zastosowania urządzenia do pomiaru mocy, a także opis poprawnie wykonanego ćwiczenia tzn. przysiadu ze sztangą, dla którego zaprojektowane są obliczenia i urządzenie. Następnie zaprezentowane zostały przykładowe rozwiązania pomiaru mocy z użyciem enkodera dostępne na rynku.

Główną częścią pracy dyplomowej jest realizacja projektu, której opis stanowi rozdział trzeci. Opisano w nim podstawową zasadę działania urządzenia, a także postawiono wymagania i założenia dotyczące fizycznego modelu konstrukcji. Następnie wymieniono główne elementy wchodzące w skład projektu. Główną częścią urządzenia jest enkoder obrotowy, którego zasada działania została opisana w podrozdziale 3.4.1. Zostały w nim przedstawione różne typy enkoderów, oraz dokładna budowa optycznego enkodera obrotowego, który został wybrany do projektu. W kolejnym punkcie dokładnie opisano użyty model enkodera w projekcie. W następnym etapie pracy uzasadniono wybór mikrokontrolera na platformie Arduino Uno, oraz przedstawiono zdjęcie opisujące płytkę. W kolejnych podrozdziałach została opisana konstrukcja urządzenia oraz sposób działania układu. Wypisane zostały gotowe elementy handlowe oraz przedstawiono cały proces wytwarzania pozostałych elementów do modelu urządzenia. Na końcu został pokazany poprawny schemat podłączenia enkodera do płytki Arduino Uno.

Czwartą częścią pracy są obliczenia wykorzystane w przeliczeniu odczytów z enkodera na moc wytworzoną przez ćwiczącego.

W piątym rozdziale został opisany schemat działania oprogramowania urządzenia. Opisany został zarówno kod zaimplementowany do mikrokontrolera arduino, jak i schemat działania aplikacji komputerowej umożliwiającej łatwe korzystanie z urządzenia przez użytkownika.

W kolejnym rozdziale przedstawiono krok po kroku jak należy poprawnie korzystać z zaprojektowanego układu oraz aplikacji, aby uzyskać prawidłowe wyniki bez zakłóceń i szumów.

W siódmym rozdziale przedstawiono proces kalibracji urządzenia, a także wyniki uzyskane za pomocą rozwiązania komercyjnego oraz pracy dyplomowej Julii Król. A także uzasadniono różnice w uzyskanych rezultatach.

Praca została zakończona oceną realizacji urządzenia oraz aplikacji. W końcowym rozdziale zawarto również pomysły na dalszy rozwój urządzenia.

Design of a device for measurement of power exerted during barbell squat

Key words: motion capture, sports biomechanics, power measurements, force measurements

Abstract

The subject of this thesis is the design of a system meant to measure the power generated during a barbell squat with an application to visualize the measurements in the form of graphs.

The first chapter purpose of the work and the assumptions that had to be fulfilled during the design of the device and the application are presented. In the introduction there is also a plan of work, which briefly describes the next stages of the thesis.

In the next chapter commercial examples of power measurement device are given, along with a description of a correctly performed exercise, i.e. a squat with a barbell, for which the calculations and the device are designed. Next, examples of power measurement solutions with an encoder available on the market are presented.

The main part of this thesis is the implementation of the project, which is described in the third chapter. The description consists of the basic principle of operation of the device as well as the set of requirements and assumptions for the physical model of the design. Then the main components of the project are listed. The main part of the device is the rotary encoder, whose working principle is described in subsection 3.4.1. The different types of encoders are presented there, as well as the exact construction of the optical rotary encoder that was chosen for the project.

The next section describes in detail the encoder model used in the project. The next section describes in detail the encoder model used in the project, while the next point justifies the choice of the microcontroller on the Arduino Uno platform, and presents a photo describing the board. In the following subsections the construction of the device and the way the circuit works are described. Ready-to-use commercial components are listed and the whole process of manufacturing other components for the device model is presented. At the end, the correct scheme of connecting the encoder to the Arduino Uno board is shown.

The fourth part of the work is the calculations used in converting the readings from the encoder to the power generated by the user.

The fifth section describes the software scheme of the device. The code implemented into the Arduino microcontroller and the operating scheme of the

computer application that allows easy use of the device by the user are presented.

The next chapter shows step by step how to use the designed circuit and application correctly to get the right results without noise and interference.

The seventh chapter presents calibration process along with the results obtained using a commercial solution and Julia Król's engineer thesis. The difference in the subsequent results is discussed.

The paper is concluded with the evaluation of the implementation of both the device and the application, as well as possible ideas for further development of the device.



Politechnika Warszawska

załącznik do zarządzenia nr 28/2016 r.
Rektora PW

„załącznik nr 3 do zarządzenia nr 24/2016 Rektora PW

Warszawa 30.04.2021
miejscowość i data

Maciej Groszyk.....
imię i nazwisko studenta
28.9.2016.....
numer albumu
Inżynieria Biomedyczna
kierunek studiów

OŚWIADCZENIE

Świadomy/-a odpowiedzialności karnej za składanie fałszywych zeznań oświadczam, że niniejsza praca dyplomowa została napisana przeze mnie samodzielnie, pod opieką kierującego pracą dyplomową.

Jednocześnie oświadczam, że:

- niniejsza praca dyplomowa nie narusza praw autorskich w rozumieniu ustawy z dnia 4 lutego 1994 roku o prawie autorskim i prawach pokrewnych (Dz.U. z 2006 r. Nr 90, poz. 631 z późn. zm.) oraz dóbr osobistych chronionych prawem cywilnym,
- niniejsza praca dyplomowa nie zawiera danych i informacji, które uzyskałem/-am w sposób niedozwolony,
- niniejsza praca dyplomowa nie była wcześniej podstawą żadnej innej urzędowej procedury związanej z nadawaniem dyplomów lub tytułów zawodowych,
- wszystkie informacje umieszczone w niniejszej pracy, uzyskane ze źródeł pisanych i elektronicznych, zostały udokumentowane w wykazie literatury odpowiednimi odnośnikami,
- znam regulacje prawne Politechniki Warszawskiej w sprawie zarządzania prawami autorskimi i prawami pokrewnymi, prawami własności przemysłowej oraz zasadami komercjalizacji.

Oświadczam, że treść pracy dyplomowej w wersji drukowanej, treść pracy dyplomowej zawartej na nośniku elektronicznym (płyce kompaktowej) oraz treść pracy dyplomowej w module APD systemu USOS są identyczne.

Groszyk.....
czytelny podpis studenta

*Pragnę wyrazić moją wdzięczność
trenerowi mgr Michałowi Ficoniowi
za umożliwienie mi przeprowadzenia testów
wykonanego urządzenia, konsultacje
i pomoc w przeprowadzeniu pomiarów,
bez których nie miałbym możliwości
dodatkowego wzbogacenia swojego urządzenia.*

Spis treści

1.	Wstęp	15
1.1.	Cel i motywacja pracy	15
1.2.	Założenia pracy	15
1.3.	Plan pracy	15
2.	Wprowadzenie	17
2.1.	Zastosowania urządzenia do pomiaru mocy	17
2.2.	Opis ćwiczenia wykorzystywanego do pomiaru mocy	18
2.3.	Komercyjne urządzenia do pomiaru mocy	19
3.	Realizacja projektu	23
3.1.	Zasada działania urządzenia	23
3.2.	Założenia konstrukcji	23
3.3.	Warstwa sprzętowa	24
3.4.	Dobór odpowiedniego enkodera	24
3.4.1.	Ogólna charakterystyka enkoderów	24
3.4.2	Enkoder zastosowany w projekcie	26
3.5.	Mikrokontroler	28
3.6.	Konstrukcja	29
3.7.	Elementy handlowe	30
3.8.	Techniki wytwarzania elementów konstrukcyjnych	31
3.9.	Schemat połączenia enkodera z Arduino	32
4.	Obliczenia wykorzystane w aplikacji	33
5.	Oprogramowanie	39
5.1.	Schemat działania programu Arduino	39

5.2. Schemat działania aplikacji	40
5.2.1. Opis działania programu	42
6. Sposób działania urządzenia.....	47
7. Testy.....	49
7.1. Kalibracja	49
7.2. Porównanie wyników z urządzeniem komercyjnym firmy MuscleLab	50
8. Uwagi końcowe	55
8.1. Ocena realizacji urządzenia.....	55
8.2. Ocena realizacji aplikacji	55
9. Bibliografia	57
10. Spis załączników.....	58
11. Spis rysunków.....	58

1. Wstęp

1.1. Cel i motywacja pracy

Celem pracy jest zaprojektowanie i wykonanie modelu elektronicznego układu do pomiaru mocy generowanej podczas przysiadu ze sztangą. Urządzenie to ma umożliwiać rejestrację przemieszczenia pionowego sztangi podczas ćwiczenia siłowego w postaci przysiadu. Składać się ono będzie z linki mocowanej do sztangi, sprężynowej zwijarki bębnekowej, enkodera obrotowego i układu elektronicznego przetwarzającego sygnał z enkodera do postaci cyfrowej. Następnie sygnał ten będzie przesyłany do komputera, gdzie w oparciu o dane o masie ciała ćwiczącego i masie sztangi wyznaczana będzie moc generowana podczas poszczególnych powtórzeń ćwiczenia.

1.2. Założenia pracy

Głównym założeniem pracy jest wykonanie modelu urządzenia do pomiaru mocy, który będzie o wiele tańszy od gotowych rozwiązań komercyjnych dostępnych na rynku. Koszt urządzenia opartego na technologii enkodera obrotowego to obecnie ponad 1000\$ [1]. Kolejnym kluczowym założeniem jest uzyskanie przybliżonych i dość dokładnych wartości pomiaru mocy podczas przysiadu ze sztangą, porównywalnych do wyników pomiaru mocy innych dostępnych urządzeń.

Podczas projektowania urządzenia do pomiaru mocy z użyciem enkodera obrotowego przyjęto następujące założenia:

- Niski koszt produkcji
- Prosta i niezawodna konstrukcja
- Łatwa obsługa urządzenia
- Dane pomiarowe z urządzenia będą przekazywane do komputera w celu dalszej ich analizy
- Aplikacja komputerowa będzie przekształcać dane zebrane przez układ pomiarowy na moc
- Możliwość porównania wyników z innymi sposobami pomiaru mocy

1.3. Plan pracy

Praca podzielona została na 8 części. Pierwszy rozdział to krótki wstęp i przedstawienie założeń projektowych. Drugi etap to wprowadzenie, które zawiera wyjaśnienie w jakich sytuacjach urządzenie do pomiaru mocy jest wykorzystywane, opis ćwiczenia wykorzystanego do pomiaru mocy i przykłady komercyjnych urządzeń do pomiaru mocy. W trzecim rozdziale została opisana warstwa sprzętowa dobrana do wykonania stanowiska pomiarowego. W czwartym rozdziale przedstawione zostało wykorzystane oprogramowanie do stworzenia aplikacji, natomiast w piątym rozdziale opisano realizację projektu.

W tym etapie pracy zobrazowany został schemat działania urządzenia, schemat połączenia poszczególnych elementów oraz schemat działania aplikacji. W rozdziale szóstym przedstawiona została instrukcja obsługi urządzenia. Rozdział siódmy zawiera testy pomiarowe przeprowadzone nad gotowym urządzeniem. W rozdziale ósmym przedstawione zostały uwagi końcowe razem z oceną realizacji i możliwościami rozwoju urządzenia w przyszłości.

2. Wprowadzenie

2.1. Zastosowania urządzenia do pomiaru mocy

W obecnych czasach istotnym czynnikiem, który wpływa na dynamiczniejszy rozwój sportowców jest technologia. Dzięki współczesnej nauce wszystkie dyscypliny sportowe wprowadziły w swoje treningi urządzenia, które pozwalają na szybszy wzrost umiejętności i efektywności zawodnika [2].

Przykładowo podczas treningów szachowych komputery pozwalają przeprowadzić analizę partii nawet ze 100% dokładnością. Dzieje się tak za sprawą nowoczesnych silników szachowych. Dzięki temu przeciętni profesjonalni szachiści XXI wieku są w stanie grać o wiele lepiej niż historyczni mistrzowie świata [3].

Tenis to kolejna dyscyplina sportowa, która na przestrzeni lat znacząco rozwinęła się dzięki technologii. Jeszcze około 30 lat temu ludzie nie wyobrażali sobie, że tenisiści będą potrafili rozgrywać mecze trwające ponad 5 godzin. Takie wyniki są możliwe tylko i wyłącznie dzięki świetnemu przygotowaniu fizycznemu zawodników i odpowiedniemu treningowi. Obecnie istnieją maszyny, które są w stanie zastąpić partnera w treningu. Odpowiednie maszyny do podawania piłek tenisowych są w stanie wyrzucać piłki z prędkością nawet do 150 km/h. Możliwe są ustawienia konkretnych rotacji na piłkach, a także różnych kątów lotów piłek. Między innymi takie urządzenia spowodowały wejście tego sportu na kolejny poziom [4].

Nie da się ukryć, że najbardziej eksploatowanymi mięśniami w wielu dyscyplinach sportowych są mięśnie nóg. Odgrywają one znaczącą rolę dla zawodników piłki nożnej, siatkówki czy koszykówki. Dobrze ułożony trening dla każdego sportowca to podstawa udanej kariery i jego rozwoju w wybranej dziedzinie.

Jednym z urządzeń pomagającym trenerom w dostosowaniu odpowiedniego treningu do jak najlepszego rozwoju zawodnika jest urządzenie do pomiaru mocy. Pozwala ono na dopasowanie obciążeń podczas mikro, makro i mezo cykli treningowych w taki sposób, aby jak najefektywniej rozwijać moc poszczególnych partii mięśni. Dobrze zaprogramowane przygotowanie motoryczne zapobiega kontuzjom, wzmacnia ciało, a także poprawia ekonomię ruchu i pozwala osiągać maksimum możliwości fizycznych sportowca. Układ pomiarowy pomaga również w doborze 1RM czyli maksymalnego ciężaru, z którym sportowiec jest w stanie wykonać tylko jedno powtórzenie. Jest to szczególnie ważne dla osób po kontuzjach bądź dla osób starszych, dla których doświadczalne wyznaczanie 1RM może skończyć się kolejną kontuzją.

2.2. Opis ćwiczenia wykorzystywanego do pomiaru mocy

Ćwiczeniem wybranym do pomiaru mocy jest przysiad ze sztangą (rysunek 1). Jest to najpopularniejsze oraz jedno z najważniejszych ćwiczeń do budowy mocy nóg [5].

Aby poprawnie wykonać przysiad należy stanąć w pozycji wyprostowanej. Chwyćmy sztangę szerokim rozstawem rąk w okolicach talerzy obciążających. Następnie przechodzimy pod nią tak, aby sztanga znalazła się z tyłu na naszych barkach, przy czym ściągamy łokcie do tyłu. Stajemy na całych stopach, palce ustawiamy lekko na zewnątrz. Rozstaw stóp nieco szerszy od szerokości bioder. W pozycji końcowej należy pamiętać, aby uda były równoległe do podłogi, a kolana były skierowane na zewnątrz i nie przekraczały linii palców stopy. Bardzo ważne, aby podczas przysiadu utrzymywać proste plecy. Garbienie się przy przysiadzie z obciążeniem grozi powstaniem przepukliny jądra miazdżystego krążka międzykręgowego lub innych, równie groźnych, urazów w obrębie kręgosłupa. Ze względu na bezpieczeństwo przy dużych ciężarach musimy używać pasa treningowego [6].

Mięśnie głównie zaangażowane w przysiad to: mięśnie czworogłowe i dwugłowe uda, mięśnie bioder, pośladków i dolnego grzbietu.



Rysunek 1: przysiad ze sztangą [7]

2.3. Komercyjne urządzenia do pomiaru mocy

a) Urządzenie GymAware

Jednym z komercyjnych urządzeń dostępnych na rynku do mierzenia mocy jest urządzenie firmy GymAware (rysunek 2). Jego zasada działania oparta została na optycznym enkoderze obrotowym. Urządzenie tego typu zostało opisane w kilku artykułach [8].



Rysunek 2: Urządzenie do pomiaru mocy GymAware [8]

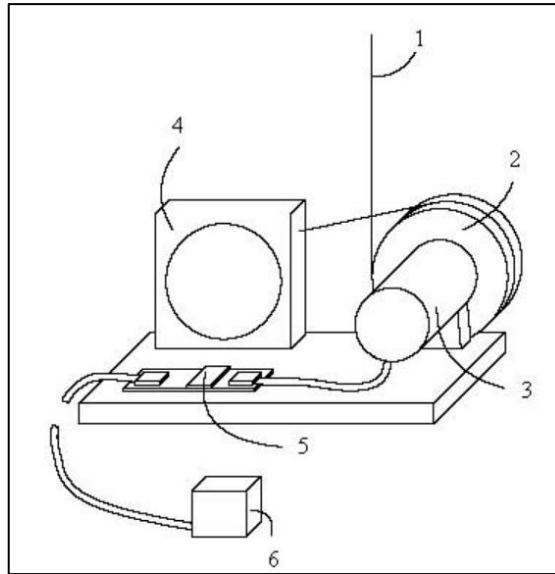
b) Urządzenie FitroDyne

Drugim popularnym dystrybutorem urządzeń opartych na enkoderze jest firma Fitronic ze Słowacji. Urządzenie FitroDyne (rysunek 3) jest dużo tańszym rozwiązaniem od kompleksowego urządzenia Gymaware. Słowackie urządzenie nie posiada wielu udogodnień, a jego software jest archaiczny. Natomiast budowa urządzenia jest prosta i pozwala w łatwy sposób zrozumieć ideę funkcjonowania tego typu urządzeń.



Rysunek 3: Urządzenie do pomiaru mocy FitroDyne [9]

Zasada działania urządzenia opartego na enkoderze obrotowym została przedstawiona w artykule [10]. Urządzenie to zostało zaprojektowane tak, aby zliczenia odbywały się co 1 milisekundę. Kolejną wartościową informacją była dokładność pobieranych zliczeń. Sygnały trafiają z tego urządzenia do mikroprocesora co 3 mm wysunięcia linki.



Rysunek 4: Schemat urządzenia do pomiaru mocy [10]

1. Linka
2. Krążek
3. Encoder obrotowy
4. Sprężynowa zwijarka bębnekowa
5. Układ z mikroprocesorem
6. Nadajnik-odbiornik podczerwieni

W artykule [11] natomiast bardziej szczegółowo została opisana zasada działania enkodera obrotowego oraz czynniki, które należy wziąć pod uwagę podczas wyboru przetwornika do zbudowania układu do pomiaru mocy.

W publikacji [11] zalecaną minimalną wartością rozdzielczości enkodera jest 0,1% w pełnej skali wysunięcia linki. Przy założeniu, że ćwiczeniem doświadczalnym jest przysiad ze sztangą na plecach, pełna skala wysunięcia linki oscyluje w granicach 1 m. Zatem oszacowaną minimalną wartością rozdzielczości enkodera jest 1 mm. Co ciekawe wartość ta różni się od założonej wartości w poprzednim artykule. Może ona wynikać z innych wielkości pełnej skali wysunięcia linki (przy przysiadzie ze sztangą na plecach wartość będzie mniejsza od wysunięcia linki przy podnoszeniu sztangi nad głowę), a także z faktu, że taka dokładność całkowicie znika pod tym jak bardzo niepowtarzalny jest konkretny przysiad. Również wartości około 1 mm mają znikomy wpływ przy generowanej mocy rzędu 1000 W.

Kolejnym czynnikiem omawianym w artykule jest czas próbkowania, autorzy sugerują, że wymaganą częstotliwość zliczeń to 500-1000 Hz, co w przeliczeniu pokrywa się z poprzednim artykułem [11].

3. Realizacja projektu

3.1. Zasada działania urządzenia

Zadaniem urządzenia jest pomiar/rejestracja pionowego przemieszczenia sztangi w czasie i przekazanie tej informacji do programu. Na tej podstawie wyznaczone są parametry kinematyczne – przemieszczenie, prędkość i przyspieszenie ($s(t)$, $v(t)$ i $a(t)$). Siły wyliczane są w programie na podstawie wprowadzonych danych takich jak masa oraz wzrost ćwiczącego, masa obciążenia. Ostatecznie moc wyznaczana jest z podstawowego wzoru:

$$P = \frac{dW_{lift}(t)}{dt}$$

gdzie:

W_{lift} - praca chwilowa wykonana w czasie dt

t – czas

3.2. Założenia konstrukcji

- Spełnienie koncepcji struktury kinetycznej, tj. translacyjny ruch sztangi wywołuje jednoznacznie określony ruch obrotowy wału enkodera
- Stabilność mechaniczna urządzenia pomiarowego
- Uzyskanie wysokiej jakości odczytów, redukując błędy wynikające z nieprawidłowej integracji handlowego urządzenia pomiarowego z zaprojektowanym urządzeniem (np. poślizg koła zamachowego na wale enkodera, powstałego w wyniku szarpnięcia sztangą)
- Przy cyklicznych ruchach sztangi (górze – dół) zapewnienie swobodnego powrotu wskazania kąta do pozycji początkowej
- Wał enkodera, będący oddzielnym urządzeniem pomiarowym, nie powinien być obciążony jakimikolwiek momentami gnącymi lub siłami poprzecznymi, przenoszonymi przez konstrukcję
- Niski koszt produkcji, z wykorzystaniem gotowych elementów handlowych oraz powszechnych technik wytwarzania
- Łatwy montaż i konserwacja urządzenia

3.3. Warstwa sprzętowa

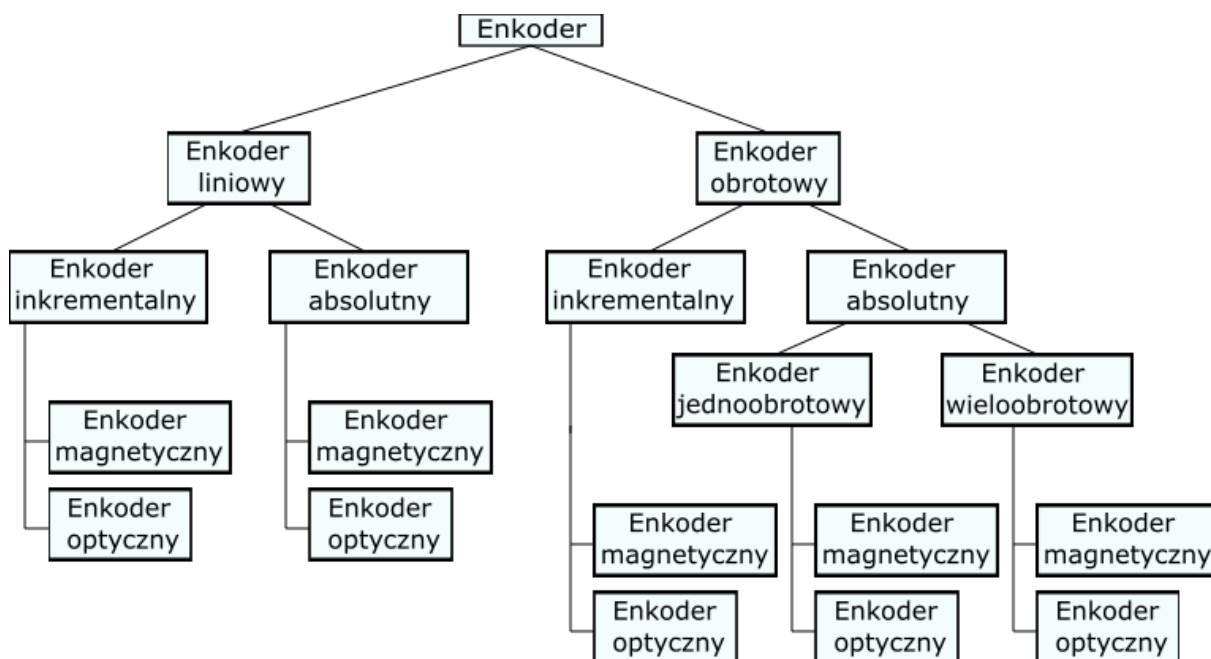
Do realizacji urządzenia do pomiaru mocy podczas przysiadu ze sztangą zostały wykorzystane:

- Układ enkoder obrotowy - koło zamachowe
- Urządzenie złożone ze sprężynowej zwijarki bębnekowej wraz z linką mocowaną do sztangi
- Układ elektroniczny przetwarzający sygnał z enkodera do postaci cyfrowej
- Obudowa urządzenia

3.4. Dobór odpowiedniego enkodera

3.4.1. Ogólna charakterystyka enkoderów

Enkodery to przetworniki do ilościowego określania ruchu obrotowego lub liniowego i wyrażania go w postaci impulsów elektrycznych [12].



Rysunek 5: Podział enkoderów

Można je podzielić na enkodery obrotowe oraz enkodery liniowe. Różnią się one zastosowaniem przetwornika w danych urządzeniach. Enkodery obrotowe służą do pomiaru położenia kąтового obiektu, natomiast enkodery liniowe mierzą jego przemieszczenie.

Zarówno enkodery obrotowe jak i liniowe dzielą się dalej na enkodery absolutne i enkodery inkrementalne. Główną ich różnicą jest sposób pomiaru

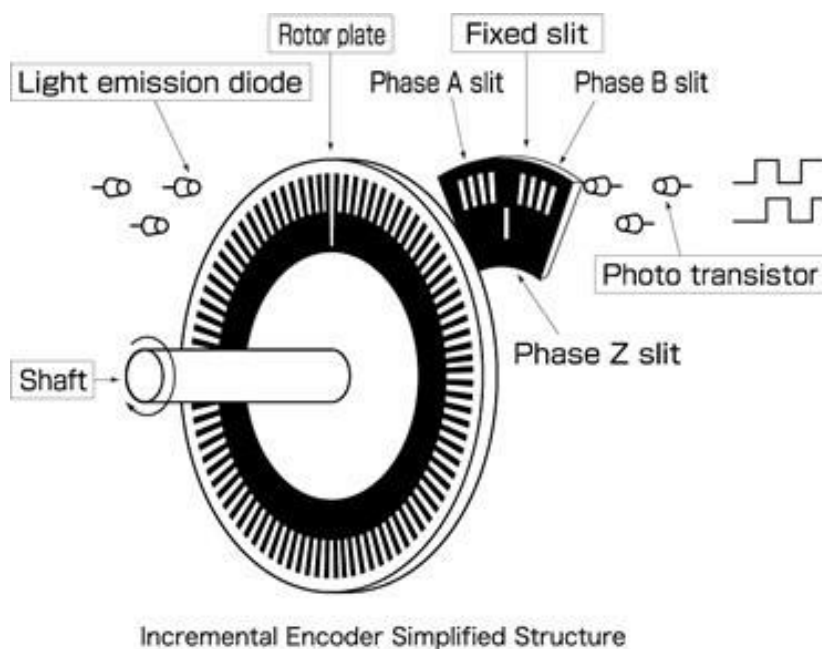
ruchu. Enkodery absolutne generują sygnał wyjściowy w postaci analogowej. Jest to możliwe poprzez wyposażenie tarczy enkodera w unikatowy kod dla każdej pozycji, w wyniku czego każde położenie kątowne wału ma przypisaną wartość kodową na wyjściu. Dzięki sygnałowi kodowanemu enkodery absolutne są w stanie zapamiętywać aktualną pozycję nie tylko w momencie, gdy są one włączone, ale również po odłączeniu zasilania. Każdej pozycji kątownej w tym układzie odpowiada konkretna wartość kodowa. Nawet zmiana pozycji osi przetwornika przy braku jego zasilania pozwala zmierzyć dokładną pozycję od razu po ponownym jego zasileniu. Natomiast enkodery inkrementalne nie generują położenia bezwzględnego. Oznacza to, że położenie wału określane jest przez zliczanie impulsów elektrycznych. W przypadku odłączenia zasilania, wartość położenia będzie naliczana od zera, to znaczy od miejsca, w którym nastąpiło jego zatrzymanie [13].

Najczęściej używanym enkoderem w urządzeniach do pomiaru mocy generowanej podczas przysiadu z obciążeniem jest inkrementalny obrotowy enkoder optyczny. Wykorzystuje on zjawisko fotoelektryczne.

Optyczny enkoder obrotowy zbudowany jest z:

- Tarczy obrotowej, która posiada nacięte szczeliny lub z tarczy przeźroczystej z nadrukowanymi przesłonami
- Diody, na przykład podczerwonej znajdującej się po jednej stronie tarczy
- Elementu światłoczułego, na przykład fotodiody, znajdującej się po drugiej stronie tarczy

Wiązka światła przechodzi przez obracającą się tarczę, w wyniku czego do elementów światłoczułych sygnał trafia w postaci impulsów, które natomiast powodują generowanie impulsowego napięcia. Następnie sygnał wyjściowy przetwarzany jest na drogę kątową bądź ciąg impulsów tarczy.



Rysunek 6: Schemat działania optycznego enkodera obrotowego [14]

Shaft - wał enkodera

Light emission diode – dioda emitująca światło

Rotor plate - płyta rotora

Phase A slit – szczelina fazy A

Phase B slit – szczelina fazy B

Phase Z slit – szczelita fazy Z

Fixed slit – stała szczelina

Photo transistor - fototranzystor

Inkrementalny obrotowy enkoder optyczny posiada dwa sygnały wyjściowe A i B przesunięte względem siebie o 90° . Służą one do określania kierunku obrotu wału enkodera. Podczas obrotu wału w prawo, wysyłany jest impuls A przed impulsem B. Natomiast podczas obrotu wału w lewo, wysyłany jest impuls B przed impulsem A. Enkodery inkrementalne można również zastosować do określania prędkości ruchu. Położenie względem punktu początkowego można wyznaczyć, zliczając liczbę impulsów, natomiast prędkość można obliczyć, dzieląc liczbę impulsów przez zmierzony przedział czasu.

3.4.2 Enkoder zastosowany w projekcie

Najważniejszą cechą enkodera w urządzeniach do pomiaru mocy generowanej podczas przysiadu z obciążeniem jest rozdzielczość. Określa ona dokładność z jaką enkoder mierzy przemieszczenie kątowe wału. Przemieszczenie sztangi w ruchu pionowym podczas przysiadu dla mężczyzny o wzroście 180 cm to około 80 cm. Dla bezpieczeństwa przyjąłem 1 m jako maksymalne pełne wyciągnięcie linki. Po przeliczeniu zliczenia powinny być zbierane co 1 mm.

Na polskim rynku w przystępnej cenie dostępnych jest tylko kilka enkoderów optycznych o różnej rozdzielczości do wyboru. Z powodu braku dużego wyboru został wybrany obrotowy enkoder optyczny o rozdzielczości 400 zliczeń na obrót dla każdej fazy, co daje możliwość uzyskania 1600 impulsów na obrót z wykorzystaniem obu sygnałów. Model zakupionego enkodera to DFRobot 400P/R. Enkoder ten generuje dwufazowy, prostokątny sygnał impulsowy AB, przez obrót tarczą z transoptorem, a jego maksymalna prędkość to 5000 obrotów na minutę. Dodatkowym atutem tego enkodera jest kompatybilność z mikrokontrolerem Arduino.

Do prawidłowego działania enkodera potrzebny jest również rezystor podciągający z powodu tego, że na wyjściu układu znajduje się tranzystor NPN w konfiguracji otwartego kolektora. Z racji tego, że Arduino jest wyposażone w rezystor podciągający, nie ma potrzeby używania zewnętrznego rezystora.



Rysunek 7: Zestaw enkodera DFRobot 400P/R [15]

Aby spełnić stawiane założenia projektu, należało również dobrać odpowiedni obwód koła zamachowego. W przypadku wymaganej dokładności pomiaru 1 mm i rozdzielczości enkodera 400 PPR, maksymalny obwód koła powinien wynosić 400 mm. W przypadku urządzenia opisywanego w niniejszej pracy została przyjęta średnica koła równa 125 mm, obwód równy około 392,5 mm. Koło zamachowe składa się z trzech wyciętych kół ze sklejk. Dwa zewnętrzne o grubości 3 mm i średnicy 137 mm i jedno w środku o grubości 6 mm i średnicy 125 mm. Średnica otworu jest równa 6 mm.

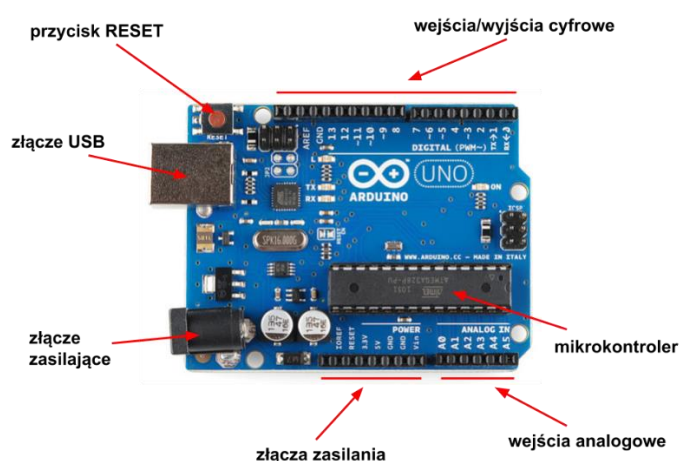


Rysunek 8: Koło zamachowe

3.5. Mikrokontroler

W projekcie użyto mikrokontroler Arduino Uno. Został on wybrany ze względu na:

- Przyjazne środowisko programistyczne Arduino IDE
- Prostą składnię języka programowania
- Stosunkowo niską cenę
- Bardzo duże wsparcie społeczności
- Kompatybilność enkodera z Arduino zaznaczona przez producenta w opisie urządzenia



Rysunek 9: Płytki Arduino UNO [16]

3.6. Konstrukcja

Składa się ona z trzech głównych części:

- Deska podtrzymującą całą konstrukcję
- Elementy podtrzymujące i usztywniające całe urządzenie
- Elementy scalające enkoder i koło zamachowe

Całość została zaprojektowana przy użyciu dostępnego oprogramowania CAD Autodesk Inventor. Rysunek techniczny został zamieszczony w załączniku nr 1

Linka, owijająca koło zamachowe wywołuje ruch obrotowy koła zamachowego oraz wału enkodera zgodnie z powszechną zależnością geometryczną:

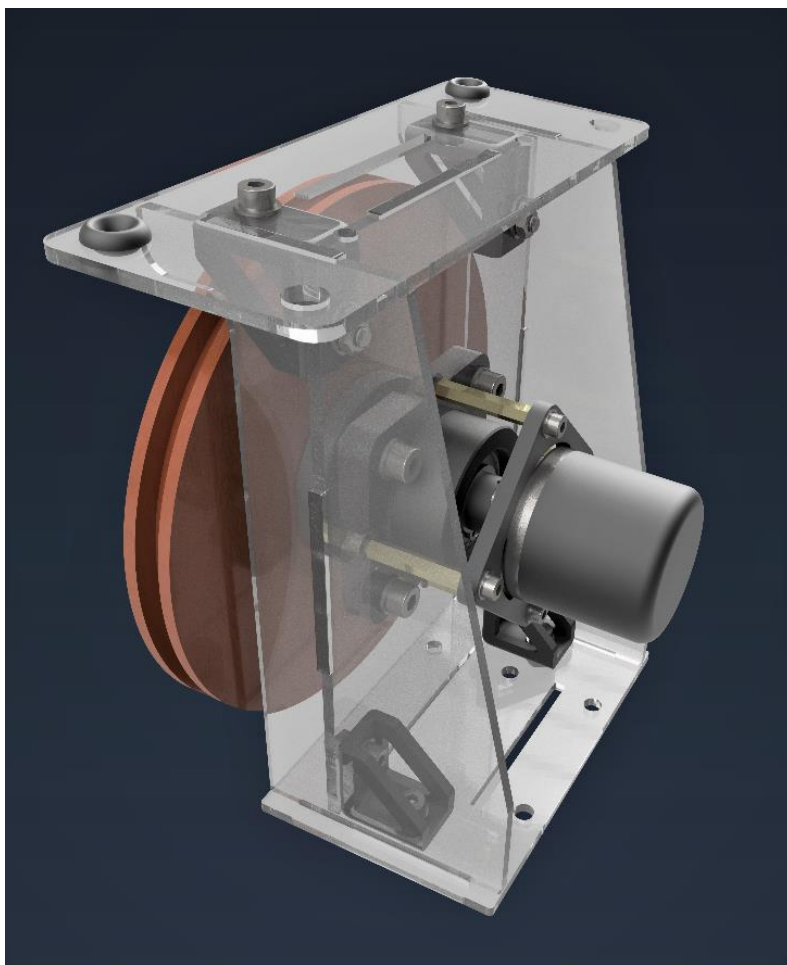
$$x_{sztangi} = 2 \cdot \pi \cdot r_{koła} \cdot \varphi_{kątobrotuwału}$$

Naciągnięta linka, nawinięta kilkukrotnie na kole zamachowym, momentem działającym w przeciwnym kierunku do wychylenia:

$$F = kx$$

zwiększa napór i zwiększa tarcie linki o koło zamachowe, które powoduje ruch układu.

Te rozwiązanie niesie ze sobą jednakże ryzyko powstania błędów wskazania kąta, wynikających z poślizgu, podczas ewentualnego szarpnięcia. Jednak sam charakter ćwiczenia powoduje, że istotne szarpnięcia nie będą występowały. Duża masa podlegająca przemieszczeniu posiada dużą bezwładność, zatem duże przyspieszenie nie występuje. Należy również zaznaczyć, że w teorii może występować histereza przemieszczenia względem kąta w całym zakresie pomiarowym (ruch sztangi góra-dół). Szybki ruch w dół – linka nie nadąża z danym momentem sprężyny z odpowiednim naciągnięciem linki, nie „przykleja” się do koła zamachowego.



Rysunek 10: Projekt całego urządzenia

3.7. Elementy handlowe

W urządzeniu oprócz enkodera i mikrokontrolera, elementy handlowe stanowią:

- Łożyska
- Normalia
- Dystanse

Mając na uwadze niski koszt projektu oraz spełnienie założeń konstrukcyjnych (powrót wskazania do pozycji zerowej) wykorzystano smycz z wbudowanym mechanizmem powrotnym ciągną. Podczas ćwiczenia koniec linki przymocowany zostanie do sztangi.

Linka musi mieć dobrze dobraną długość, a także kluczowym wymaganiem jest to aby samoistnie i bezproblemowo wracała do położenia początkowego. Zadaniem linki jest śledzenie położenia sztangi, aby następnie za pomocą koła zamachowego zamienić przemieszczenia liniowe na kątowe. Kolejnym istotnym parametrem linki jest grubość, ponieważ musi być ona zawinięta na kole zamachowym. Z powodu tylu ograniczeń bardzo ciężko znaleźć profesjonalne urządzenie. Jedynym

gotowym rozwiązaniem okazała się smycz firmy Flexi dla psa. Wybrano smycz w najmniejszym możliwym rozmiarze, o długości 3 m.



Rysunek 11: Smycz Flexi 3m [17]

3.8. Techniki wytwarzania elementów konstrukcyjnych

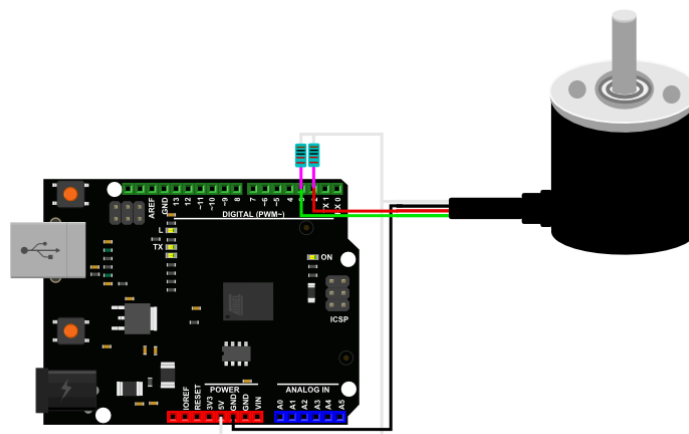
Do wykonania elementów podtrzymujących zostało wykorzystane tworzywo sztuczne PMMA. Największą przewagą szkła akrylowego nad innymi materiałami jest łatwość obróbki oraz dostępność i cena. Pierwotnie szkielet stanowiska miał zostać zbudowany ze stali konstrukcyjnej o grubości co najmniej 2 mm. Niestety koszt cięcia blachy wraz z gięciem oraz gratowaniem znacząco zwiększał cenę wykonania całego urządzenia.

Elementy zostały wycięte na laserze ze szkła akrylowego 25x25 cm o grubości 3 mm. Elementy po złożeniu wymagały dodatkowych mocowań. Dla dodatkowej stabilizacji zostały wykorzystane kątowniki, wydrukowane na drukarce 3D z materiału ABS. Szkielet został przykręcony do drewnianej deski, która dodatkowo zwiększyła ciężar modelu.

3.9. Schemat połączenia enkodera z Arduino

Enkoder został połączony z mikrokontrolerem Arduino za pomocą schematu przedstawionego na rysunku 12. Do jego połączenia nie zostały użyte rezystory podciągające ze względu na możliwość użycia wbudowanych rezystorów w Arduino za pomocą trybu INPUT_PULLUP w programie aplikowanym do Arduino. Enkoder posiada cztery wyjścia:

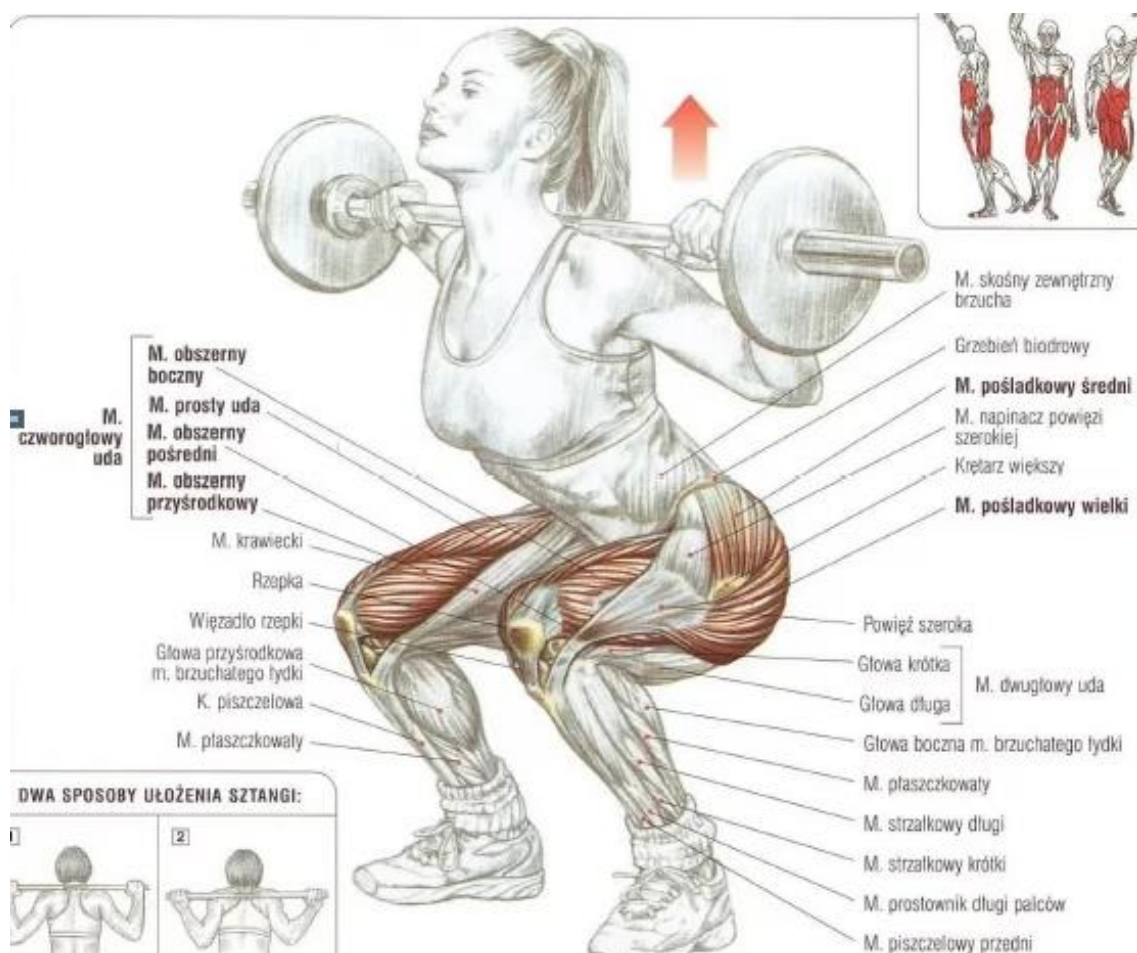
- Białe – odpowiada za zasilanie enkodera, które zostało podpięte do złącza zasilania 5V
- Czarne – zostało podłączone do masy układu
- Czerwone – odpowiada za sygnał A
- Zielone – odpowiada za sygnał B



Rysunek 12: Schemat połączenia enkodera z mikrokontrolerem z dokumentacji producenta [18]

4. Obliczenia wykorzystane w aplikacji

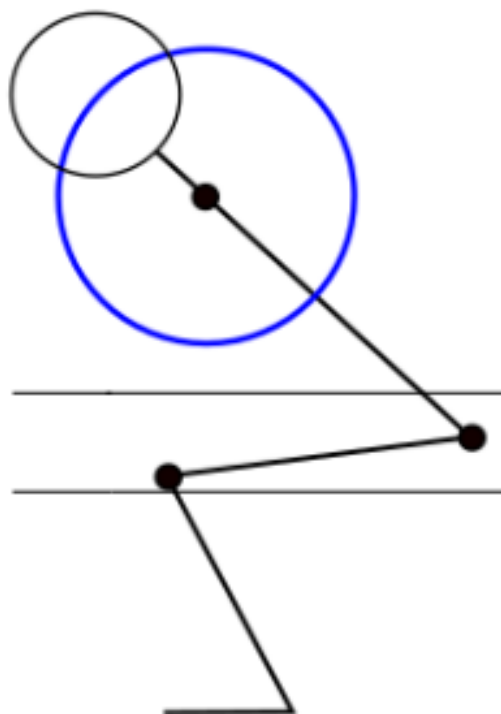
Jednym z najważniejszych elementów obliczeń, jest poprawne ustalenie masy ciała, która uczestniczy podczas przysiadu. Rysunek 13 przedstawia szkic przysiadu z zaznaczonymi mięśniami biorącymi udział podczas przysiadu ze sztangą.



Rysunek 13: Mięśnie biorące udział podczas ćwiczenia[19]

Z powodu specyfikacji ćwiczenia, podczas obliczeń mocy konieczne jest podzielenie modelu ćwiczącego na trzy segmenty:

- Głowa, ręce, tułów i sztanga
- Uda
- Podudzia, piszczele i stopy



Rysunek 14: Podział modelu ćwiczącego

Do obliczeń, należy przyjąć całkowitą masę pierwszego segmentu. Drugi segment składa się z części uda, a dokładnie 54.5% masy uda. Jest to spowodowane tym, że środek masy położony jest w 45.5% odległości od stawu biodrowego (tabela 2), a promieniem wodzącym decydującym o wznoszeniu środka ciężkości jest odległość od stanu kolanowego. Natomiast podudzia, piszczele oraz stopy nie biorą w ogóle udziału przy wytwarzaniu mocy przez ćwiczącego. Masy poszczególnych segmentów ciała będą wyliczane za pomocą równań regresji Zatziorsky'ego (tabela 1).

W obliczeniach zostało uwzględnione F_{smycz} , czyli stała siła zwijająca smyczy. Niestety smycz nie posiada dokładnie opisanej dokumentacji, w której byłaby podana wartość siły. Z tego powodu, została ona zmierzona doświadczalnie i jest równa $0.15 \cdot g$ N, gdzie g jest równe przyspieszeniu Ziemi.

Część ciała	Równanie regresji
Głowa	$1,296 + 0,0171x_1 + 0,0143x_2$
Górna część tułowia	$8,2144 + 0,1862x_1 - 0,0584x_2$
Środkowa część tułowia	$7,181 + 0,2234x_1 - 0,0663x_2$
Dolna część tułowia	$-7,498 + 0,0976x_1 + 0,04896x_2$
Ramię	$0,250 + 0,03012x_1 - 0,0027x_2$
Przedramię	$0,3185 + 0,01445x_1 - 0,00114x_2$
Ręka	$-0,1165 + 0,0036x_1 + 0,00175x_2$
Udo	$-2,649 + 0,1463x_1 + 0,0137x_2$
Podudzie	$-1,592 + 0,0362x_1 + 0,0121x_2$
Stopa	$-0,829 + 0,0077x_1 + 0,0073x_2$

Tabela 1: Równania regresji do wyznaczania ciężarów części ciała człowieka według V. N. Zatziorsky'ego [19]

Część ciała	r[%]	Odległość
Głowa	50,0	Vertex – SC
Tułów	44,5	Suprasternale-SC
Ramię	45,0	oś stawu - SC
Przedramię	42,7	oś stawu - SC
Ręka	37,0	oś stawu - SC
Udo	45,5	oś stawu - SC
Podudzie	40,5	oś stawu - SC
Stopa	44,1	Pternion - SC

Tabela 2: Promień wodzący (r) środków ciężkości ciała w % ich długości (mierzy się zawsze od bliższego końca) [20]

$$m_{gcz} = m_{gl} + m_{tułowia} + 2 \cdot m_{ręki}$$

$$m_{ud} = 2 \cdot m_{uda}$$

$$m = m_{szt} + m_{gcz} + 0.545 \cdot m_{ud}$$

x_1 – masa całkowita człowieka

x_2 – wzrost człowieka

m_{szt} – masa sztangi

m_{gcz} – masa górnej części ciała

m_{ud} – masa ud

Równanie dynamiki dla obciążnika:

$$\sum F_y := -F_{lift} + ma + mg + F_{smycz} + S = 0$$

Równanie dynamiki dla krążka:

$$\sum M_o: -J\varepsilon + Sr - M_{FR} - M_{spr} = 0$$

$$M_{FR}, M_{spr} \approx 0$$

$$M_{FR}, M_{spr} \ll S \cdot r - J\varepsilon$$

Stąd:

$$S = F_{lift} - ma - mg - F_{smycz}$$

$$-J\varepsilon + F_{lift} - ma \cdot r - mg \cdot r - F_{smycz}r = 0$$

$$r \cdot F_{lift} = J\varepsilon + ma \cdot r + mg \cdot r + F_{smycz}r$$

$$a = \varepsilon r$$

$$\omega = \dot{\varphi} = \frac{d\varphi}{dt}$$

$$\varepsilon = \ddot{\varphi} = \frac{d^2\varphi}{dt^2}$$

$$r \cdot F_{lift} = J \cdot \ddot{\varphi} + mr^2 \cdot \ddot{\varphi} + mg \cdot r + F_{smycz}r = M_{lift}(\varphi, \dot{\varphi}, \ddot{\varphi})W_{lift} = \int_{\Delta\varphi}^{\infty} F_{lift} \cdot r d\varphi = \int_{\Delta\varphi}^{\infty} M_{lift}(\varphi, \dot{\varphi}, \ddot{\varphi})d\varphi = J \cdot \ddot{\varphi} \cdot \varphi + mr^2 \ddot{\varphi} \varphi + mgr \cdot \varphi + F_{smycz}r \cdot \varphi$$

$$P_{lift}(t) = \frac{dW_{lift}(t)}{dt} = \frac{d}{dt}[(J + mr^2)\varphi\ddot{\varphi} + mgr\varphi + F_{smycz}r\varphi] = (J + mr^2)(\dot{\varphi}\ddot{\varphi} + \ddot{\varphi}\dot{\varphi}) + mgr\dot{\varphi} + F_{smycz}r\dot{\varphi}$$

Przez charakter ruchu i znaczną masę obciążenia przyjmujemy, że nie występuje szarpnięcie tzn: $\ddot{\varphi} = 0$

$$P_{lift}(t) = (J + mr^2)\dot{\varphi}\ddot{\varphi} + mgr\dot{\varphi} + F_{smycz}r\dot{\varphi}$$

$$\frac{d\varphi}{dt} = \frac{d\varphi(k \cdot T_s)}{dt} = \frac{\varphi[k \cdot T_s] - \varphi[(k-1) \cdot T_s]}{kT_s - (k-1) \cdot T_s} = \dot{\varphi} = \frac{\varphi(k) - \varphi(k-1)}{T_s}$$

$$\begin{aligned}\frac{d\dot{\varphi}^2}{dt} &= \frac{d\dot{\varphi}(k \cdot T_s)}{dt} = \frac{[\varphi[k] - \varphi(k-1)] - [\varphi(k-1) - \varphi(k-2)]}{T_s^2} = \ddot{\varphi} \\ &= \frac{\varphi(k) + 2\varphi(k-1) + \varphi(k-2)}{T_s^2}\end{aligned}$$

W celu prostej implementacji obliczeń do aplikacji, należy dyskretyzować obliczenia:

Przyjmując $A = J + mr^2$, $B = mgr$, $C = F_{smycz}r$ oraz A, B i C są stałe.

A: $[kg \cdot m^2]$

B: $\left[kg * \frac{m}{s^2} \right]$

C: $\left[kg * \frac{m}{s^2} \right]$

$$P_{lift}(k) = A\dot{\varphi}(k) \cdot \ddot{\varphi}(k) + B\dot{\varphi}(k) + C\dot{\varphi}(k)[W]$$

5. Oprogramowanie

5.1. Schemat działania programu Arduino

Program zastosowany w Arduino został napisany na podstawie przykładowego kodu z dokumentacji Enkodera [18]. Cały kod źródłowy zaimplementowany w płytce Arduino Uno został zamieszczony w załączniku nr 2.

W pierwszej części kodu zostały zdefiniowane zmienne takie jak:

- Numery odpowiednich pinów dla sygnałów wyjściowych enkodera A i B. A_PHASE – pin drugi, B_PHASE – pin trzeci
- Wartości początkowe dla sygnałów A i B. W związku z początkową fazą ćwiczenia, które rozpoczyna się ruchem sztangi w dół wymagane jest przypisanie sygnałowi A wartości 1000. Natomiast wartość sygnału B w początkowej fazie działania programu jest równa 0
- Czas próbkowania z jakim pobierane są zliczenia z enkodera równy 10 milisekund

W drugiej części kodu została zdefiniowana funkcja `setup()`, która jest wywoływana automatycznie po włączeniu zasilania. Jest ona wykorzystywana do ustawienia wartości początkowych zmiennych oraz deklaracji wejść i wyjść układu. Zawartość funkcji `setup`:

- Ustawienie trybu `INPUT_PULL` dla pinów. Jest to istotna zmiana w porównaniu do kodu z dokumentacji. Dzięki niej Arduino korzysta z wewnętrznie wbudowanych rezystorów podciągających, dzięki czemu nie ma potrzeby używania zewnętrznych rezystorów pull-up
- Otwarcie portu szeregowego i ustawienie prędkości na 9600 bodów (bity na sekundę)
- Funkcja `attachInterrupt` odpowiada za wywołanie funkcji interrupt podczas wykrycia na pinie A_PHASE rosnącej zmiany zbocza sygnału

W trzeciej części kodu została zdefiniowana funkcja `loop()`, która wywoływana jest w nieskończonej pętli. W funkcji tej, został zdefiniowany output programu. Dane wyjściowe zawierają:

- Informacje na temat zmiany kąta obrotu wału w stopniach. Jest to różnica wartości `flag_A` i `flag_B`
- Czas od rozpoczęcia pracy programu w milisekundach. Otrzymany z funkcji `millis()`

W czwartej części kodu została zdefiniowana funkcja `interrupt()`, której zadaniem jest inkrementacja wartości `flag_A` i `flag_B` w zależności od kierunku ruchu wału enkodera.

5.2. Schemat działania aplikacji

Aplikacja została napisana w języku Python. Został on wybrany ze względu na:

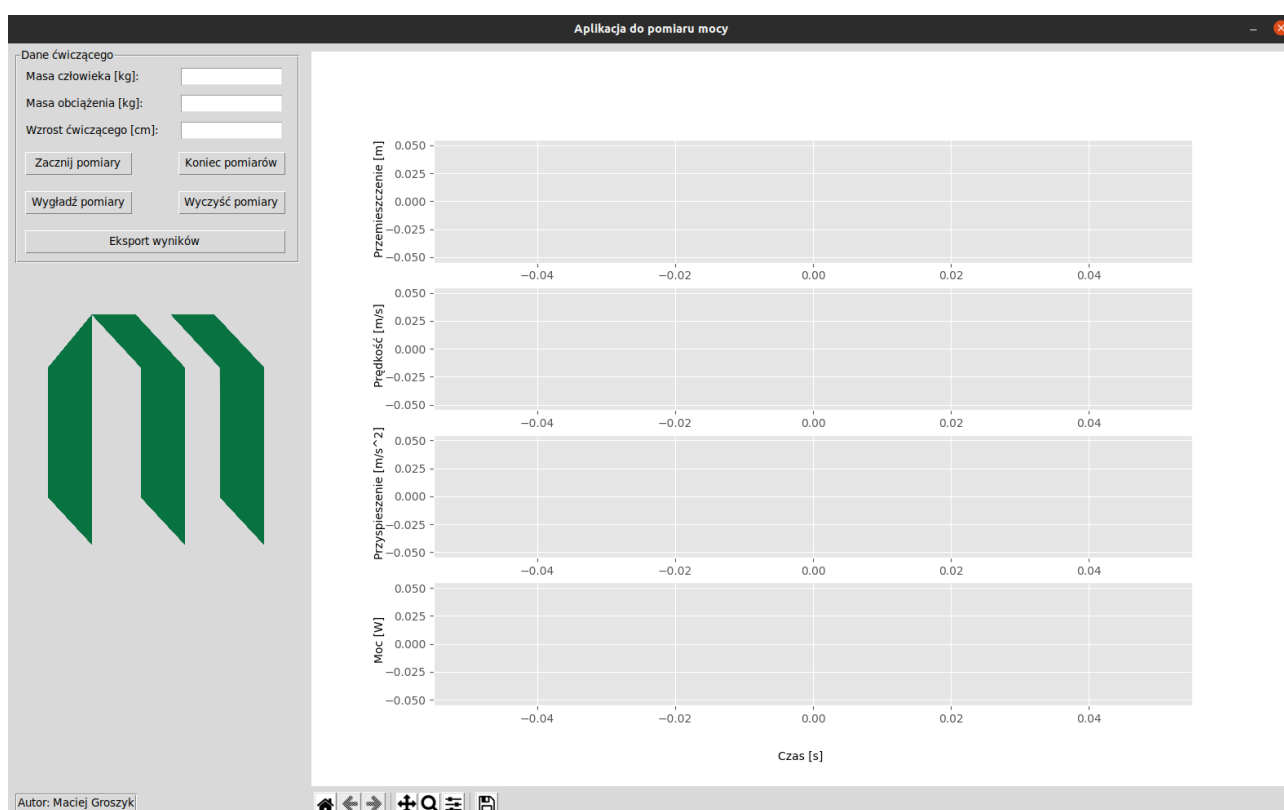
- Bardzo duży wybór bibliotek. Szczególnie przydatne biblioteki:
 - a) `pySerial` - umożliwia w prosty sposób wczytanie danych z Arduino do aplikacji
 - b) `matplotlib` - umożliwia w prosty sposób tworzenie wykresów z plików tekstowych. Dodatkowo klasa `Animation` pozwala na proste stworzenie wykresów animowanych, które zostały zaimplementowane w programie
 - c) `tkinter` - standardowa biblioteka do tworzenia GUI. Pozwala w prosty i szybki sposób stworzyć graficzny interfejs aplikacji
 - d) `Scipy` - zawiera proste funkcje do wygładzania powstałego wykresu
 - e) `Pandas` - biblioteka do manipulacji i analizy danych
- Bardzo duże wsparcie społeczności
- Prosta składnia języka programowania

Aplikacja składa się z:

- Dwóch głównych plików `gui.py` i `metody.py`
- Czterech plików tekstowych, do których zapisywane są wyniki obliczeń
- Jednego pliku z rozszerzeniem `png`, który dekoruje interfejs graficzny użytkownika

Plik `metody.py` zawiera definicje wszystkich funkcji używanych w programie. Plik `gui.py` odpowiada za wygląd aplikacji i tworzenie czterech animowanych wykresów w czasie rzeczywistym na podstawie odpowiednich plików tekstowych. Kod źródłowy zawarty w obu plikach został umieszczony w załączniku nr 3.

Interfejs graficzny aplikacji:



Rysunek 15: Interfejs graficzny aplikacji do pomiaru mocy

Interfejs graficzny został podzielony na dwa główne panele. Panel po lewej stronie zawiera miejsce na wpisanie przez użytkownika danych na temat ćwiczącego. Posiada również cztery funkcjonalne przyciski:

- Przycisk „Zacznij pomiary” jest odpowiedzialny za walidację wpisanych przez użytkownika wartości w pola tekstowe
- Przycisk „Koniec pomiarów” zatrzymuje proces zbierania danych z Arduino
- Przycisk „Wyglądź pomiary” wyglądza wszystkie cztery wykresy na prawym panelu
- Przycisk „Wyczyść pomiary” czyści wszystkie pliki tekstowe z zebranych pomiarów, co powoduje również usunięcie wykresów z interfejsu graficznego
- Przycisk „Eksport wyników” przesyła informacje dotyczące maksymalnych wartości przemieszczenia, prędkości i mocy oraz średniej wartości prędkości

Panel z prawej strony zawiera cztery pola, na których zostaną zwizualizowane odpowiednie wykresy.

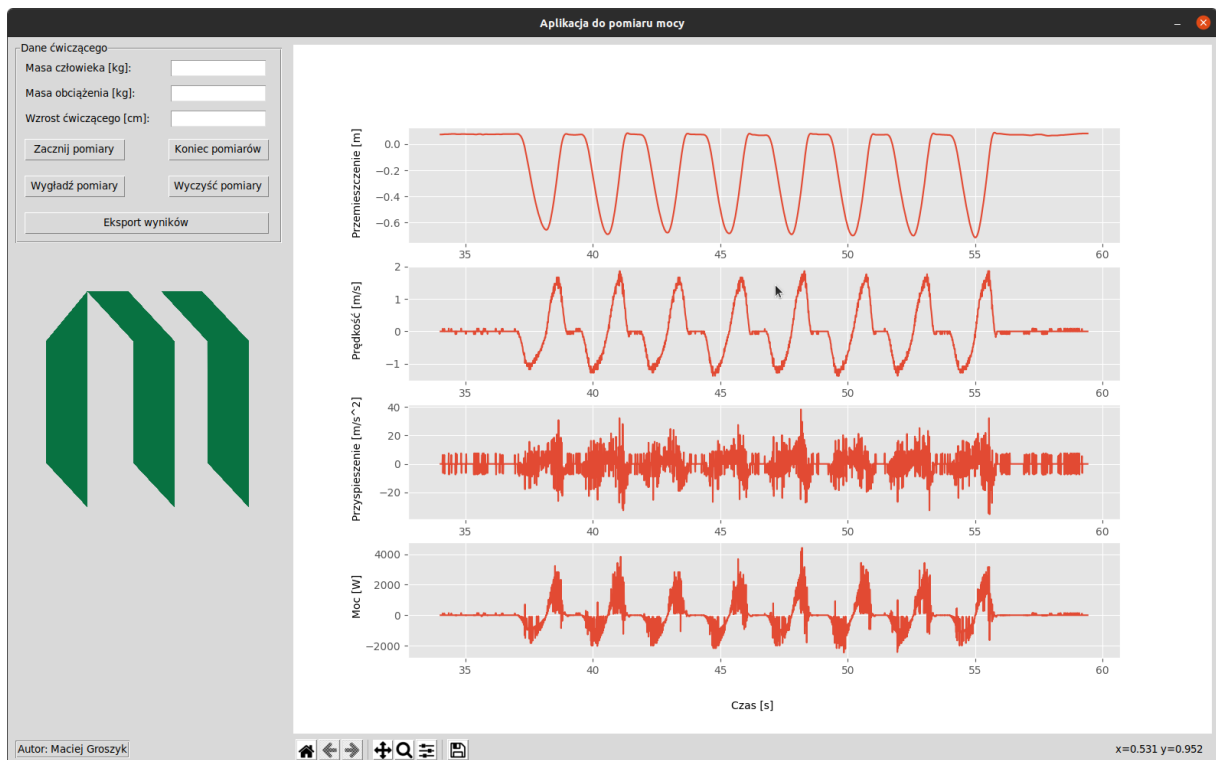
5.2.1. Opis działania programu

Po uruchomieniu programu do pomiaru mocy na ekranie komputera ukaże się interfejs graficzny przedstawiony na rysunku 13. Aby aplikacja mogła rozpocząć obliczanie oraz wizualizację danych pomiarowych należy wcisnąć przycisk „Zacznij pomiary”. Do przycisku tego jest przypisana główna funkcja programu o nazwie `clicked()`, która na początku sprawdza wprowadzone w pola tekstowe wartości. W zależności od ich poprawności tworzony jest odpowiedni wątek typu `daemon`. Dzięki niemu aplikacja może wykonywać kilka zadań na raz i nie ma problemu z używaniem w interfejsie graficznym przycisków podczas tworzenia wykresów. Następnie ustawiona została globalna zmienna o nazwie `keepGoing`. W zależności od jej wartości wykonywane są kolejne zadania programu. Jeśli zmienna `keepGoing` ma przypisaną wartość `True` zostaje wykonany cały proces poboru i obliczeń danych z Arduino. Jeśli natomiast zmienna ta ma przypisaną wartość `False` zostaje przerwana dostawa danych z Arduino.

Utworzony wcześniej wątek wykonuje funkcję `readData()` odpowiedzialną za czytanie wyników z enkodera, obliczenia i zapis do plików tekstowych uzyskanych wyników. Na początku funkcja ta sprawdza czy Arduino jest poprawnie połączone z komputerem. Następnie dane z Arduino są pobierane w postaci tablicy za pomocą biblioteki `pySerial`. Wartości z tablicy są konwertowane na radiany i przechodzą przez cykl obliczeń opisany w rozdziale 4. Gotowe wartości przemieszczenia, prędkości, przyspieszenia i mocy są zapisywane do plików tekstowych.

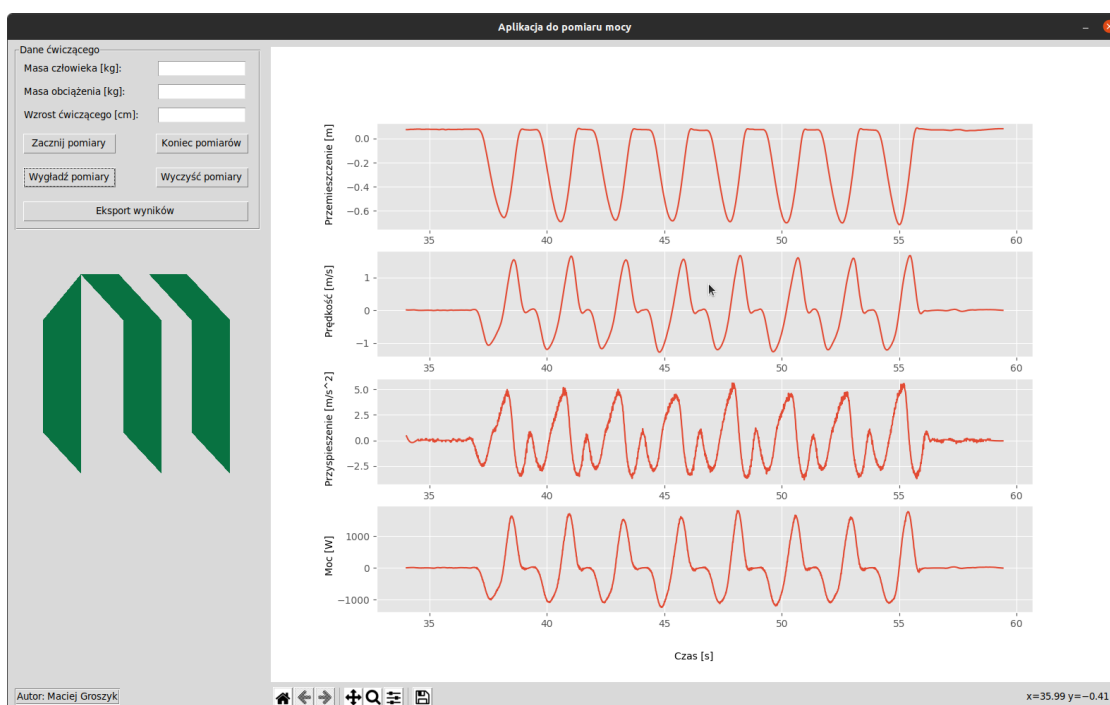
Głównym zadaniem aplikacji jest tworzenie wykresów w czasie rzeczywistym podczas wykonywania ćwiczenia. W tym celu do aplikacji wykorzystano bibliotekę `matplotlib`, natomiast odpowiedzialną funkcją za animacje jest `FuncAnimation()`. Metoda ta tworzy animacje, wielokrotnie wykonując funkcję `animate()`, która pobiera przeliczone wartości z plików tekstowych i na ich podstawie tworzy wykres. Po upływie czasu odświeżania, który został ustawiony na 1 ms, narysowany wykres zostaje wyczyszczony, a na podstawie zaktualizowanego pliku tekstowego funkcja `animate()` ponownie rysuje wykres.

Po zakończeniu ćwiczenia należy zakończyć działanie wątku za pomocą przycisku „Zakończ pomiary”.



Rysunek 16: Wyniki pomiarów przed wygładzeniem

Otrzymane wykresy (rysunek 16) wymagają zastosowania funkcji wygładzającej `smoothing()` w celu uzyskania czytelnych wyników. Opiera się ona na funkcji `savgol_filter()` z biblioteki `scipy`. Jest to filtr cyfrowy Savitzky'ego – Golaya, który stosuje się do sygnału cyfrowych w celu wygładzania danych, w tym przypadku chodzi o niwelowanie wpływu szumu, który jest niewielki, ale jest bardzo wzmacniany przez różniczkowanie [19].



Rysunek 17: Wyniki pomiarów po wygładzeniu

Wstępnie zostało wybrane okno dla wygładzania o rozmiarze 61 aby wyniki były czytelne i jak najmniej zniekształcane. Dla wykresu przyspieszania został wybrany rozmiar okna równy 81 z powodu większych zakłóceń przebiegu sygnału. Zakłócenie te powstają z powodu podwójnego różniczkowania, które podbija szybkozmienny szum.

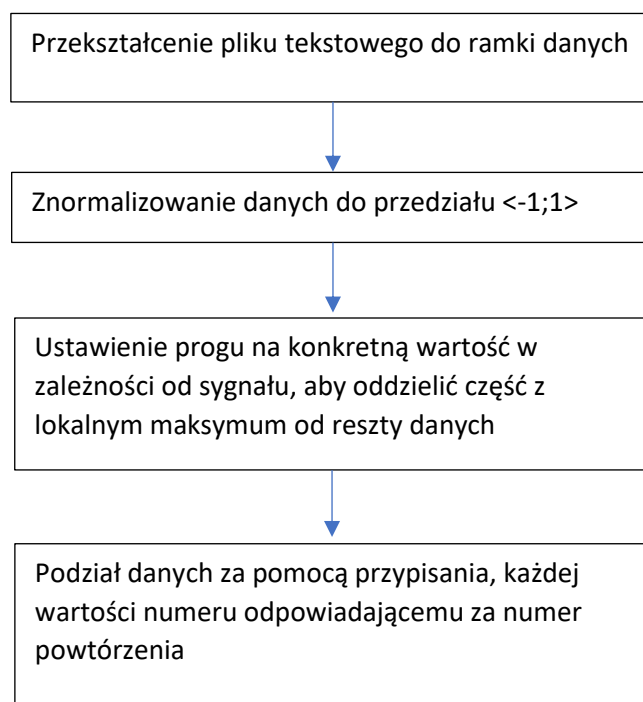
Aby otrzymać szczegółowe wyniki pomiarów należy użyć przycisku „eksport wyników”. Aktywuje on funkcję `export()`, która zapisuje wszystkie pożądane wyniki w pliku csv o nazwie „a_b_c_d”, gdzie:

- a – Masa ćwiczącego
- b – Masa obciążenia użyta podczas ćwiczenia
- c – Wzrost ćwiczącego
- d – Data, przykładowo Apr-25-2021

seria	Przemieszczenie	Predkosc	Srednia predkosc	Moc
1	0.65494905	1.54111648321417	0.934656601335598	1631.31957270414
2	0.688288	1.65096463778307	0.959155938504736	1705.94339739916
3	0.67645805	1.5371239010223	0.935353647315571	1529.76043944814
4	0.6818353	1.55570953181903	0.938029485283506	1613.1330028573
5	0.68936345	1.6705649904684	0.961008247567019	1801.19351826392
6	0.69796705	1.60268298755044	0.946134187474855	1660.1457001706
7	0.6990425	1.58906515260466	0.943106333274101	1604.64355206972
8	0.71302335	1.67107824256387	0.96037507156803	1772.51978465735

Rysunek 18: Eksportowane wyniki w pliku csv

Schemat blokowy działania algorytmu eksportowania danych:



Aby otrzymać, maksymalne wyniki z plików tekstowych należało poddać je wcześniejszej obróbce. W tym celu dane z plików tekstowych zostały zapisane w formacie ramki danych. Następnie została ona poddana normalizacji aby wyniki mieściły się w przedziale -1:1. Kolejno został użyty próg o wartości 0.8, dzięki któremu części wykresu zawierająca maksima w każdym powtórzeniu została oddzielona od reszty wartości. Wszystkim punktom z tych części wykresu zostały przypisane kolejno numery, które są związane z numerem powtórzenia podczas ćwiczenia. Następnie została użyta funkcja `max()` z biblioteki `pandas`, która znalazła największe wartości. Analogiczną metodą zostały znalezione średnie wartości prędkości. Zmniejszony został jedynie próg tak, aby brać pod uwagę wszystkie dodatnie wartości prędkości.

W przypadku obliczania maksymalnego przemieszczenia, wymagane było znalezienie najniższej wartości, która oznaczała głębokość przysiadu oraz występującej po minimum najwyższej wartości, która powstawała w wyniku dynamicznego wyprostowania ćwiczącego. Za pomocą wyznaczonych lokalnych maksimów i minimów możemy obliczyć przemieszczenie podczas każdego z powtórzeń.

6. Sposób działania urządzenia

W celu uzyskania jak najdokładniejszych rezultatów zalecana jest obecność osoby, która będzie odpowiedzialna za korzystanie z aplikacji. Aby rozpocząć pomiar mocy za pomocą skonstruowanego urządzenia, najpierw należy zamieścić uchwyt zamocowany na końcu linki na sztandze. Miejsce zawieszenia uchwytu nie wpływa na uzyskane wyniki, dzięki czemu użytkownik urządzenia, może dobrać miejsce zawieszania tak aby linka nie przeszkadzała podczas przysiadu. Następnie należy podłączyć kabel USB zasilający płytkę Arduino do komputera w celu przekazywania informacji z enkodera. W dalszej kolejności wymagane jest uruchomienie aplikacji odpowiadającej za zapisanie, analizowanie, przetwarzanie i wizualizację danych z enkodera oraz usunięcie poprzednich pomiarów. W przeznaczonych do tego miejscach w aplikacji należy podać parametry osoby wykonującej ćwiczenie, takie jak wzrost w centymetrach, masa ciała w kilogramach i obciążenie sztangi w kilogramach. Osoba wykonująca ćwiczenia ustawia się w pozycji początkowej do wykonania ćwiczenia przedstawionej na rysunku 17.



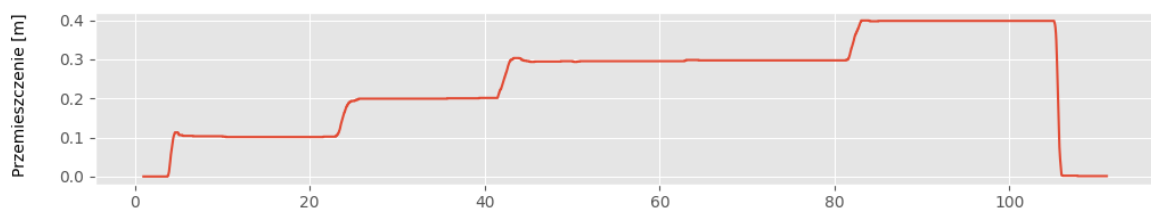
Rysunek 19: Pozycja początkowa do przysiadu [21]

Gdy użytkownik urządzenia jest gotowy do wykonania ćwiczenia, operator aplikacji zaczyna pomiary klikając przeznaczony do tego przycisk „Zaczynij pomiary”. Następnie ćwiczący wykonuje dowolną liczbę powtórzeń. Po jej zakończeniu, operator aplikacji kończy pomiary, za pomocą przycisku „Koniec pomiarów”. Uzyskane wykresy obrazują niewyglądzone odczyty z enkodera (rysunek 16), które należy wygładzić przyciskiem „Wygładź pomiary”. Aby otrzymać dokładne wartości z każdego powtórzenia należy eksportować wyniki przyciskiem „Eksportuj wyniki”, a następnie otworzyć nowo powstały plik csv w folderze z aplikacją.

7. Testy

7.1. Kalibracja

Przed przystąpieniem do testów została przeprowadzona kalibracja urządzenia. Przy pomocy miarki sprawdzona została prawdziwość odczytów enkodera. Na smyczy zostały zaznaczone punkty co 10 centymetrów. Następnie stopniowo wyciągano linkę i sprawdzano odczyt z enkodera.



Rysunek 20: Przebieg przemieszczenia podczas kalibracji

Następnie powstały plik tekstowy został przekonwertowany do ramki danych. Kolejno zastosowana została funkcja `value_counts()` z biblioteki `pandas`, aby uzyskać informacje, ile razy dana wartość przemieszczenia się powtórzyła w przebiegu funkcji.

Przemieszczenie nominalne [cm]	Odczyt z enkodera [cm]	ilość odczytów
40	39,84	1598
30	29,73	1366
30	29,54	1092
10	10,11	899
20	19,92	810
10	10,3	302
20	20,02	291
30	29,44	287
0	0	253

Tabela 3: Wyniki pomiaru kalibracyjnego

Wyniki z rysunku 21 pokrywają się z rezultatami na wykresie, a także odpowiadają pomiarom za pomocą miarki. Małe błędy wynikają z niedokładności pomiarowca, oraz położenia punktu zero, który znajduje się w środku prowadnika linki.

7.2. Porównanie wyników z urządzeniem komercyjnym firmy MuscleLab

MuscleLab jest to urządzenie norweskiej firmy Ergotest Innovation AS, służące do pomiaru mocy podczas przysiadu z obciążeniem. Urządzenie to jest oparte na enkoderze obrotowym o rozdzielczości 0.019 mm i czasie próbkowania równym 5 ms. Nieznane są jednak algorytmy obliczeniowe zastosowane w oprogramowaniu aplikacji.

Dzięki pomocy pana Michała Ficonia, zostało udostępnione urządzenie MuscleLab do wykonania pomiarów porównawczych. Doktor Szymon Cygan wykonał po 8 przysiadów przy różnych obciążeniach na sztandze. Ruch był jednocześnie monitorowany przez MuscleLab, urządzenie opisywane w tej pracy, oraz kamerę z której wideo trafiło do programu wyznaczania mocy na podstawie filmu (praca dyplomowa inżynierska Julii Król). Pierwsze pomiary dość znacząco różniły się od wyników z MuscleLab, było to spowodowane dobraniem zbyt dużego okna wygładzania. W związku z tym zmieniłem pierwotne parametry wygładzania, na 11 dla pomiarów prędkości, 41 dla wyników mocy i niezmiennie 61 dla wartości przyspieszenia. Rezultaty pomiarów zostały zaprezentowane w tabeli 3 i 4.

Seria	Pomiary				MuscleLab				Różnice			Różnice w %			
	Przemieszczenie [cm]	Prędkość Max [m/s]	Prędkość średnia [m/s]	Moc [W]	Przemieszczenie [cm]	Prędkość Max [m/s]	Prędkość średnia [m/s]	Moc [W]	Przemieszczenie [cm]	Prędkość Max [m/s]	Prędkość średnia [m/s]	Moc [W]	Przemieszczenie [cm]	Prędkość Max [m/s]	Moc [W]
20kg	1	68.03	1.50	0.93	1344.44	68.90	1.51	0.89	981.90	-0.8735	0.0358	-0.0111	-1.27%	4.02%	382.5397
	2	71.62	1.59	0.95	1303.49	72.90	1.64	0.95	1032.80	-1.2827	-0.0034	-0.0528	-1.76%	-0.36%	270.6921
	3	70.22	1.47	0.92	1296.08	71.60	1.51	0.92	996.40	-1.3791	0.0031	-0.0387	-1.93%	0.34%	299.6817
	4	70.72	1.49	0.92	1433.62	72.20	1.52	0.92	989.60	-1.4804	0.0043	-0.0335	-2.03%	0.47%	446.0157
	5	71.42	1.63	0.95	1368.58	73.00	1.67	0.99	1077.10	-1.9822	-0.0395	-0.0390	-2.17%	-0.39%	291.4807
	6	71.92	1.54	0.94	1285.75	73.20	1.58	0.94	1012.80	-0.0018	0.0018	-0.0392	-1.75%	0.20%	272.9530
	7	72.42	1.53	0.94	1508.31	73.70	1.58	0.95	1021.20	-1.2847	-0.0124	-0.0544	-1.74%	-1.31%	487.1054
	8	74.31	1.63	0.95	1354.77	76.10	1.66	1.03	1129.40	-1.7866	-0.0775	-0.0338	-2.35%	-1.53%	225.3736
30kg	1	66.73	1.55	0.93	1341.73	67.40	1.56	0.94	1123.60	-0.6702	-0.0086	-0.0121	-0.99%	-0.92%	218.1326
	2	72.81	1.67	0.96	1398.45	74.00	1.72	1.04	1256.60	-1.1857	-0.0806	-0.0455	-1.60%	-1.75%	139.8479
	3	72.12	1.63	0.95	1493.44	73.00	1.65	1.02	1239.50	-0.8840	-0.0694	-0.0232	-1.21%	-6.71%	253.9440
	4	71.52	1.66	0.95	1502.98	72.50	1.68	1.01	1228.70	-0.9824	-0.0554	-0.0156	-1.36%	-5.49%	274.2806
	5	71.72	1.59	0.94	1306.11	72.90	1.61	0.99	1185.70	-1.1829	-0.0492	-0.0246	-1.62%	-4.97%	120.4059
	6	71.32	1.57	0.94	1512.94	72.50	1.6	0.98	1178.90	-0.0427	-0.0427	-0.0285	-1.63%	-4.35%	334.0389
	7	70.52	1.62	0.95	1435.15	71.90	1.65	1	1208.00	-1.3799	-0.0500	-0.0299	-1.92%	-5.00%	227.1510
	8	72.71	1.65	0.96	1445.39	74.10	1.69	1.02	1239.30	-1.3855	-0.0637	-0.0420	-1.87%	-6.25%	206.0947
35kg	1	66.53	1.47	0.94	1291.77	67.70	1.52	0.93	1161.60	-1.1697	0.0099	-0.0506	-1.73%	1.06%	130.1737
	2	69.92	1.51	0.94	1352.14	71.10	1.54	0.94	1167.40	-1.1784	0.0034	-0.0329	-1.66%	0.36%	184.7375
	3	71.72	1.55	0.96	1438.08	73.50	1.62	0.98	1230.50	-1.7839	-0.0231	-0.0661	-2.43%	-2.36%	207.5797
	4	71.92	1.53	0.95	1371.58	73.40	1.57	0.96	1200.50	-1.4854	-0.0100	-0.0418	-2.02%	-1.05%	171.0834
	5	69.82	1.49	0.94	1233.48	71.50	1.52	0.96	1203.80	-1.6781	-0.0158	-0.0285	-2.35%	-1.64%	29.6846
	6	71.32	1.50	0.95	1320.71	73.30	1.55	0.96	1206.60	-1.9819	-0.0129	-0.0540	-2.70%	-1.35%	114.1070
	7	73.01	1.56	0.95	1331.87	74.60	1.61	0.98	1231.60	-1.5862	-0.0258	-0.0511	-2.13%	-2.63%	100.2742
	8	71.72	1.53	0.95	1408.61	73.00	1.58	0.97	1212.40	-1.2829	-0.0175	-0.0462	-1.78%	-1.80%	196.2052
40kg	1	68.62	1.50	0.96	1290.59	69.60	1.53	0.91	1181.70	-0.9751	0.0459	-0.0296	-1.40%	5.05%	108.8900
	2	69.32	1.47	0.95	1280.13	71.10	1.53	0.94	1219.70	-1.7768	0.0125	-0.0602	-2.50%	1.33%	60.4271
	3	68.53	1.47	0.95	1318.33	70.00	1.5	0.9	1160.30	-1.4748	0.0514	-0.0261	-2.11%	5.71%	158.0274
	4	68.72	1.47	0.95	1351.59	70.90	1.51	0.92	1195.60	-2.1753	0.0318	-0.0415	-3.07%	3.46%	155.9871
	5	70.12	1.48	0.96	1305.97	72.20	1.53	0.93	1200.90	-2.0789	0.0255	-0.0473	-2.88%	2.74%	105.0717
	6	70.32	1.44	0.94	1142.39	72.50	1.49	0.93	1206.20	-2.1794	0.0124	-0.0631	-3.01%	1.34%	-63.8076
	7	70.32	1.42	0.94	1272.92	72.60	1.45	0.91	1172.40	-2.2794	0.0314	-0.0343	-3.14%	3.45%	100.5155
	8	71.52	1.45	0.95	1249.32	73.90	1.48	0.91	1176.70	-2.3824	0.0384	-0.0318	-3.22%	4.00%	72.6192
45kg	1	67.03	1.42	0.95	1231.66	68.30	1.47	0.88	1187.60	-1.2710	0.0672	-0.0474	-1.86%	7.63%	44.0619
	2	67.93	1.45	0.96	1275.51	69.60	1.5	0.9	1211.90	-1.6733	0.0572	-0.0486	-2.40%	6.35%	63.6091
	3	69.22	1.41	0.94	1235.06	71.30	1.45	0.9	1215.10	-2.0766	0.0436	-0.0419	-2.91%	4.85%	20.9568
	4	70.22	1.38	0.94	1210.10	72.20	1.41	0.88	1170.00	-1.9791	0.0615	-0.0280	-2.74%	6.99%	40.1045
	5	71.62	1.42	0.94	1244.07	73.70	1.44	0.9	1205.10	-2.0627	0.0448	-0.0249	-2.83%	4.97%	38.9672
	6	72.02	1.39	0.95	1200.46	74.50	1.42	0.89	1185.20	-2.4837	0.0563	-0.0342	-3.33%	6.33%	15.2657
	7	70.32	1.34	0.93	1056.83	71.80	1.37	0.86	1146.30	-1.4794	0.0709	-0.0322	-2.08%	8.25%	-89.4659
	8	73.61	1.35	0.94	1239.02	75.10	1.38	0.87	1154.40	-1.4878	0.0665	-0.0276	-1.98%	7.65%	84.6174

Tabela 4: Porównanie wyników uzyskanych z MuscleLab i opracowywanego urządzenia

Seria	Pomiary				Program Julii Król				Różnice				Różnice %			
	Przemieszczenie [cm]	Prędkość Max [m/s]	Prędkość średnia [m/s]	Moc [W]	Przemieszczenie [cm]	Prędkość Max [m/s]	Prędkość średnia [m/s]	Moc [W]	Przemieszczenie [cm]	Prędkość Max [m/s]	Prędkość średnia [m/s]	Moc [W]	Przemieszczenie [cm]	Prędkość Max [m/s]	Prędkość średnia [m/s]	Moc [W]
20kg	1	68.03	1.50	0.93	1344.44	70.52	0.93	933.63	-2.4935	-0.0042	0.0189	410.8097	-0.0364	-0.0028	0.0203	0.4400
	2	71.62	1.59	0.95	1303.49	72.96	1.51	945.79	-1.3427	0.0266	0.0772	357.7021	-0.0184	0.0176	0.0839	0.3782
	3	70.22	1.47	0.92	1286.08	72.39	1.7	1221	-2.1691	-0.0289	-0.2287	75.0817	-0.0300	-0.0158	-0.2407	0.0615
	4	70.72	1.49	0.92	1435.62	73.89	1.46	913.29	-3.1704	-0.0057	0.0265	522.3257	-0.0429	-0.0039	0.0285	0.5719
	5	71.42	1.63	0.95	1368.58											
30kg	6	71.92	1.54	0.94	1285.75	74.83	1.5	929.46	-2.9134	0.0018	0.0408	356.2930	-0.0389	0.0012	0.0434	0.3833
	7	72.42	1.53	0.94	1508.31	75.39	1.52	950.75	-2.9747	-0.0524	0.0056	557.5554	-0.0395	-0.0345	0.0057	0.5864
	8	74.31	1.63	0.95	1354.77	77.63	1.68	1222.16	-3.3196	-0.1175	-0.0538	132.6136	-0.0428	-0.0699	-0.0503	0.1085
	1	66.73	1.55	0.93	1341.73	66.77	1.47	1152.73	-0.0402	0.0314	0.0779	189.0026	-0.0006	0.0214	0.0866	0.1640
	2	72.81	1.67	0.96	1398.45	73.22	1.63	1046.71	-0.4057	-0.0706	0.0445	351.7379	-0.0055	-0.0433	0.0432	0.3360
	3	72.12	1.63	0.95	1493.44	74.02	1.62	1046.71	-1.9040	-0.0384	0.0068	446.7340	-0.0237	0.0069	0.0069	0.4268
	4	71.52	1.66	0.95	1502.98	73.9	1.65	1087.67	-2.3824	-0.0554	0.0144	415.3106	-0.0322	-0.0336	0.0143	0.3818
	5	71.72	1.59	0.94	1306.11	74.02	1.85	1262.52	-2.3029	-0.0492	-0.2646	43.5859	-0.0311	-0.0266	-0.2673	0.0345
35kg	6	71.32	1.57	0.94	1512.94	73.49	1.55	1126.57	-2.1719	-0.0727	0.0215	386.3689	-0.0296	-0.0469	0.0213	0.3430
	7	70.52	1.62	0.95	1435.15	73.35	1.62	1053.05	-2.8299	-0.1100	0.0001	382.1010	-0.0386	-0.0679	0.0001	0.3629
	8	72.71	1.65	0.96	1445.39	76.31	1.65	1063.69	-3.5955	-0.0637	-0.0020	381.7047	-0.0471	-0.0386	-0.0020	0.3588
	1	66.53	1.47	0.94	1291.77	67.22	1.72	1289.39	-0.6897	-0.0001	-0.2506	2.3837	-0.0103	-0.0001	-0.2666	0.0018
	2	69.92	1.51	0.94	1352.14	69.92	1.43	1016.82	0.0016	0.0034	0.0771	335.3175	0.0000	0.0024	0.0820	0.3298
	3	71.72	1.55	0.96	1438.06	72.89	1.51	945.02	-1.1729	-0.0231	0.0439	493.0597	-0.0161	-0.0153	0.0448	0.5217
	4	71.92	1.53	0.95	1371.58	72.62	1.47	930.52	-0.7034	0.0000	0.0582	441.0634	-0.0097	0.0000	0.0613	0.4740
	5	69.82	1.49	0.94	1233.48	72.35	1.48	1120.28	-2.5281	-0.0058	0.0115	113.2046	-0.0039	-0.0039	0.0121	0.1011
40kg	6	71.32	1.50	0.95	1320.71	73.43	1.48	930.88	-2.1119	-0.0129	0.0160	389.8270	-0.0288	-0.0087	0.0167	0.4188
	7	73.01	1.56	0.95	1331.87	75.59	1.78	1474	-2.5762	-0.0358	-0.2211	-142.1258	-0.0341	-0.0201	-0.2233	-0.0964
	8	71.72	1.53	0.95	1408.61	74.65	1.56	998.29	-2.9329	-0.0475	-0.0262	410.3152	-0.0393	-0.0304	-0.0262	0.4110
	1	68.62	1.50	0.96	1290.59	68.72	1.43	917.13	-0.0951	0.0959	0.0704	373.4600	-0.0014	0.0671	0.0819	0.4072
	2	69.32	1.47	0.95	1280.13	71.55	1.47	920.78	-2.2268	-0.0075	-0.0002	359.3471	-0.0311	-0.0051	-0.0002	0.3903
	3	68.53	1.47	0.95	1318.33	69.66	1.42	943.5	-1.1348	0.0414	0.0539	374.8274	-0.0163	0.0292	0.0592	0.3973
	4	68.72	1.47	0.95	1351.59	71.28	1.45	941.35	-2.5553	0.0218	0.0185	410.2371	-0.0358	0.0150	0.0199	0.4358
	5	70.12	1.48	0.96	1305.97	73.71	1.47	917.13	-3.5889	0.0055	0.0127	388.8417	-0.0487	0.0037	0.0134	0.4240
45kg	6	70.32	1.44	0.94	1142.39	73.58	1.64	1307.28	-3.2594	0.0024	-0.2031	-164.8876	-0.0443	0.0015	-0.2161	-0.1261
	7	70.32	1.42	0.94	1272.92	72.63	1.37	849.16	-2.3094	0.0114	0.0457	423.7555	-0.0318	0.0083	0.0491	0.4990
	8	71.52	1.45	0.95	1249.32	74.25	1.64	1035.05	-2.7324	0.0364	-0.1918	214.2692	-0.0368	0.0222	-0.2108	0.2070
	1	67.03	1.42	0.95	1231.66	67.3	1.28	781.7	-0.2710	0.0972	0.1426	449.9619	-0.0040	0.0759	0.1678	0.5756
	2	67.93	1.45	0.96	1275.51	69.66	1.59	1063.6	-1.7333	0.0372	-0.1386	211.9091	-0.0249	0.0234	-0.1507	0.1992
	3	69.22	1.41	0.94	1236.06	71.11	1.3	785.14	-1.8866	0.0436	0.1081	450.9168	-0.0265	0.0335	0.1201	0.5743
	4	70.22	1.38	0.94	1210.10	71.65	1.47	991.82	-1.4291	0.0715	-0.0890	218.2845	-0.0199	0.0486	-0.1011	0.2201
	5	71.62	1.42	0.94	1244.07	74.74	1.34	801.53	-3.1227	0.0448	0.0751	442.5372	-0.0418	0.0334	0.0834	0.5521
45kg	6	72.02	1.39	0.95	1200.46	74.19	1.42	921.09	-2.1737	0.0463	-0.0342	279.3657	-0.0326	-0.0380	0.3033	0.3033
	7	70.32	1.34	0.93	1056.83	72.2	1.24	734.93	-1.8794	0.0609	0.0978	321.9041	-0.0260	0.0491	0.1124	0.4380
	8	73.61	1.35	0.94	1239.02	75.64	1.44	945.25	-2.0278	0.0565	-0.0876	293.7674	-0.0268	0.0392	-0.0955	0.3108

Tabela 5: Porównanie wyników uzyskanych z programu Julii Król i opracowywanego urządzenia

Największe rozbieżności pojawiły się w wynikach obliczeń mocy. Jest to spowodowane nieznaną procedurą obliczeniową w urządzeniu MuscleLab. Kolejnym czynnikiem, który mógł powodować różnice w wynikach jest wygładzanie sygnału, które mogło nieprawidłowo wygładzić maksymalne wyniki. Małe różnice w przemieszczeniu mogą być spowodowane gwałtownymi ruchami, przez które koło nie nadążało nad ruchem linki.

8. Uwagi końcowe

Wszystkie założenia projektu stawiane przed wykonaniem pracy zostały zrealizowane. Urządzenie jest tanie i proste w obsłudze.

8.1. Ocena realizacji urządzenia

Z powodu małego budżetu i ograniczonego czasu realizacji projektu, konieczne było zastosowanie nieeleganckich rozwiązań podczas konstrukcji urządzenia takich jak smycz. Dużo lepszym rozwiązaniem byłoby zastosowanie autorskiego urządzenia opartego na przykład na sprężynie napędowej. Pozwoliłoby to na ograniczenie problemu zrywu.

Materiały zastosowane do wytworzenia obudowy są tanie i łatwe w obróbce natomiast dość nie trwałe. Dodatkowo nie zostało zintegrowane Arduino z urządzeniem, przez co jest narażane na uszkodzenia podczas ćwiczeń. Koło zamachowe wykonane ze złaczonej sklejki, nie jest dobrym rozwiązaniem, ponieważ może się ono pod wpływem użytkowania i czasu rozkleić.

Przy większym budżecie, można by się zastanowić nad użyciem enkodera z wyższą rozdzielczością, co pozwoliłoby na zmniejszenie wymaganej wielkości koła zamachowego, a co za tym idzie na zmniejszenie wielkości całego urządzenia.

8.2. Ocena realizacji aplikacji

Aplikacja napisana w Pythonie spełniła początkowe założenia. W czasie rzeczywistym realizuje wszelkie obliczenia i wizualizuje otrzymane wyniki. Zmiana, która poprawiłaby funkcjonalność programu, to usunięcie przycisku „Wyglądz pomiary” i wykonywanie wygładzania wykresu w czasie rzeczywistym. Niestety podczas prób implementacji takiego rozwiązania, aplikacja traciła na wydajności, a wykresy tworzyły się z dużym opóźnieniem. Kolejnym dobrym pomysłem byłoby przeprowadzenie większej ilości testów z urządzeniem komercyjnym, aby lepiej dobrać parametry wygładzania przebiegu funkcji.

W czasie użytkowania aplikacji, został znaleziony jeden problem, który znacząco utrudnia pomiary. Podczas początkowych pomiarów, zdarza się, że pojawia się przypadkowy pik, który przez swoje duże wartości przeskalowuje wykresy w ten sposób, że reszta wyników jest nie czytelna. W tym przypadku należy podczas rysowania wykresów, wyczyścić pliki tekstowe przyciskiem „Wyczyść pomiary” i następnie kontynuować ćwiczenie.

W dzisiejszych czasach dużą wagę przykładą się do wyglądu i designu aplikacji. Głównie na tej podstawie konsumenci wybierają produkt, który chcą zakupić. Natomiast interfejs graficzny w aplikacji został wykonany za pomocą

podstawowych bibliotek Pythona, przez co wyglądem przypomina programy z lat 90. Program powinno się zmienić na klimat sportowy aby bardziej przyciągał uwagę. Kolejną zmianą programu do użytku powszechnego, byłoby ukrycie wartości mocy uzyskiwanych podczas schodzenia w dół w czasie przysiadu. Ruch z obciążeniem w dół powinien być wolny, dokładny. Wyświetlanie mocy, może motywować sportowca do jak najszybszych ruchów, co może skutkować poważną kontuzją.

9. Bibliografia

- [1] <https://shop.gymaware.com/?target=international> [Online]
- [2] http://www.przegląd.amp.edu.pl/uploads/2017/1/132_1_50_2017.pdf [Online]
- [3] <https://www.polityka.pl/tygodnikpolityka/ludzieistyle/1560349,1,komputery-odmienily-szachy.read#:~:text=Wbrew%20obawom%20komputery%20nie%20zabi%C5%82y,Ale%20ca%C5%82kowie%20je%20odmieni%C5%82y.&text=ze%20stworzonym%20przez%20IBM%20superkomputerem,czas%C3%B3w%20prze%C5%82%20jedn%C4%85%20z%20partii.> [Online]
- [4] <https://mcourt.eu/maszyna-do-wyrzucania-pilek-tenisowych-lobster-phenom-ii-p-418.html> [Online]
- [5] <https://wformie24.poradnikzdrowie.pl/cwiczenia/nogi/trening-miesni-nog-cwiczenia-w-domu-i-na-silowni-aa-xJGw-HXBP-y8Ba.html> [Online]
- [6] <https://poradniksportowy.pl/cwiczenie/przysiady-ze-sztang-na-karku/> [Online]
- [7] <https://www.maskblogspot.com/best-back-muscle-building-workout-and-exercises-in-gym/> [Online]
- [8] <https://gymaware.com/products/> [Online]
- [9] <http://fitronic.sk/en/project/fitro-dyne/> [Online]
- [10] "Validation of an optical encoder during weight resistance movements and analysis of bench press sticking point power during fatigue" Eric Drinkwater, Brook Galna, Michael J McKenna, David B Pyne, Patrick H Hunt
- [11] "Understanding Position Transducer Technology for Strength and Conditioning Practitioners" Nigel Kent Harris, John Cronin, Krystie-Lee Taylor, Boris Jidovtseff, Jeremy M Sheppard
- [12] <https://pl.wikipedia.org/wiki/Enkoder> [Online]
- [13] <https://www.ebmia.pl/wiedza/porady/automatyka-porady/enkoder/> [Online]
- [14] <http://automatyka4u2.pl/tag/linial-magnetyczny/> [Online]
- [15] <https://botland.com.pl/enkodery/9381-czujnik-obrotu-impulsator-enkoder-optyczny-dfrobot-400p-r.html> [Online]
- [16] http://mobolab.org.pl/zestaw_arduino_co_znajduje_sie_w_pudelku/ [Online]
- [17] <https://www.maxizoo.pl/p/flexi-new-classic-linka-rowy-s-3-m-1207921/> [Online]
- [18] https://wiki.dfrobot.com/Incremental_Photoelectric_Rotary_Encoder_-_400P_R_SKU_SEN0230 [Online]
- [19] <https://jansloniewicz.pl/wp-content/uploads/2015/12/back-squat.jpg> [Online]
- [20] Tadeusz Bober, Jerzy Zawadzki, „Biomechanika układu ruchu człowieka”, Wydawnictwo BK, Wrocław 2006, str. 140-150 [Książka]
- [21] https://en.wikipedia.org/wiki/Savitzky%E2%80%93Golay_filter [Online]
- [22] <https://fitnow.pl/cwiczenia/przysiad-ze-sztanga-na-barkach-2/> [Online]

10. Spis załączników

1. Kod źródłowy aplikacji w Arduino
2. Kod źródłowy aplikacji w Pythonie
3. Rysunek techniczny projektu

11. Spis rysunków

Rysunek 1: przysiad ze sztangą [7]	18
Rysunek 2: Urządzenie do pomiaru mocy GymAware [8]	19
Rysunek 3: Urządzenie do pomiaru mocy FitroDyne [9].....	20
Rysunek 4: Schemat urządzenia do pomiaru mocy [10]	21
Rysunek 5: Podział enkoderów	24
Rysunek 6: Schemat działania optycznego enkodera obrotowego [14]	26
Rysunek 7: Zestaw enkodera DFRobot 400P/R [15]	27
Rysunek 8: Koło zamachowe.....	28
Rysunek 9: Płytki Arduino UNO [16].....	28
Rysunek 10: Projekt całego urządzenia.....	30
Rysunek 11: Smycz Flexi 3m [17]	31
Rysunek 12: Schemat połączenia enkodera z mikrokontrolerem z dokumentacji producenta [18].....	32
Rysunek 13: Mięśnie biorące udział podczas ćwiczenia[19]	33
Rysunek 14: Podział modelu ćwiczącego	34
Rysunek 15: Interfejs graficzny aplikacji do pomiaru mocy	41
Rysunek 16: Wyniki pomiarów przed wygładzeniem.....	43
Rysunek 17: Wyniki pomiarów po wygładzeniu	44
Rysunek 18: Eksportowane wyniki w pliku csv	44

Rysunek 19: Pozycja początkowa do przysiadu [21].....	47
Rysunek 20: Przebieg przemieszczenia podczas kalibracji	49

12. Spis tabel

Tabela 1: Równania regresji do wyznaczania ciężarów części ciała człowieka według V. N. Zatziorsky'ego [19]	35
Tabela 2: Promienie wodzące (r) środków ciężkości ciała w % ich długości (mierzy się zawsze od bliższego końca) [20]	35
Tabela 3: Wyniki pomiaru kalibracyjnego	49
Tabela 4: Porównanie wyników uzyskanych z MuscleLab i opracowywanego urządzenia	51
Tabela 5: Porównanie wyników uzyskanych z programu Julii Król i opracowywanego urządzenia	52