



Silesian  
University  
of Technology

## **ROZPRAWA DOKTORSKA**

Metody automatycznej diagnostyki siły motorycznej mięśni w okolicy dłoni,  
stawu nadgarstkowego oraz łokciowego i wspomaganie rehabilitacji w  
terapii zajęciowej.

**Marcel Marek SMOLIŃSKI**

### **PROMOTOR**

**Prof. dr hab. inż. Jarosław Śmieja**  
**Katedra Inżynierii i Biologii Systemów**  
**Wydział Automatyki, Elektroniki i Informatyki**

### **KONSULTANT**

**Dr inż. Michał Mikulski**

**Gliwice 2024**



## Tytuł pracy

Metody automatycznej diagnostyki siły motorycznej mięśni w okolicy dłoni, stawu nadgarstkowego oraz łokciowego i wspomaganie rehabilitacji w terapii zajęciowej.

## Streszczenie

Jednym z problemów związanych z rehabilitacją jest brak odpowiedniej liczby specjalistów - neurologów, ortopedów i fizjoterapeutów z dobrym wykształceniem, umożliwiającą skuteczną pomoc ogromnej liczbie potrzebujących pacjentów [59]. Przykładowo, według Komisji Europejskiej szacowano, że w 2020 r. będzie brakować około 50 000 fizjoterapeutów w UE [25].

Rozwiązaniem problemu jest automatyzacja procedur diagnostycznych i wspomaganie leczenia robotami rehabilitacyjnymi. Jednak, według obecnego stanu wiedzy, brak jest efektywnych narzędzi, które wspomagałyby diagnostykę stawów, których rehabilitacja wspomagana jest maszynowo, a stosowanie obowiązujących kryteriów diagnostycznych obarczone jest dużą liczbą wyników fałszywie ujemnych (rozumianych jako stwierdzenie braku możliwości skutecznej rehabilitacji, podczas gdy faktycznie jest ona możliwa). Słuszność hipotez, dotyczących automatycznej diagnostyki można potwierdzić, pokazując mierzalne postępy w rehabilitacji. Dlatego, oprócz opracowanych metod automatycznej diagnostyki, wykorzystujące sygnały biomedyczne, w ramach pracy zaprojektowano i wykonano oryginalny sprzęt, wspomagający rehabilitację oraz pozwalający na przeprowadzenie obiektywnych pomiarów postępów rehabilitacji.

Obecnie na rynku możemy spotkać rozwiązania, które umożliwiają przeprowadzanie rehabilitacji ruchowej głównych stawów, jednakże w większości są to duże urządzenia, zaprojektowane do pracy w wyższym zakresie momentu obrotowego niż jest to wymagane przy terapii zajęciowej. Urządzenia typu System 4 (Biodex), Primus RS (BTE) lub Luna EMG (EGZOTech) są dedykowane w głównej mierze do przeprowadzania rehabilitacji dla stawów typu kostka, bark, łokieć, kolano, udo. Inne urządzenia, typu Pinchmeter (Biometrics), mają możliwość wywierania ciągłej zmiennej siły nacisku pomiędzy palcami, jednakże nie odpowiada to w pełni funkcjonalnemu treningowi i może doprowadzać do negatywnej zmiany nastawienia pacjenta do ćwiczeń. Upper Limb Exerciser (Biometrics) daje jedynie stały, ręcznie regulowany opór na elemencie obrotowym. Tym samym, i w podobny sposób, jak produkt wyżej, zachęca do ruchu poprzez grę, ale nie prowadzi to do dynamicznego treningu, gdzie opór i zachowanie maszyny powinno być zmienne.

Powyższa analiza prowadzi do sformułowania podstawowego celu badawczego, którym jest opracowanie oryginalnych metod automatycznej diagnostyki siły motorycznej mięśni w okolicach dłoni, stawu nadgarstkowego oraz łokciowego i weryfikacja ich przydatności w rehabilitacji w terapii zajęciowej. Celami cząstkowymi było również: opracowanie urządzenia, umożliwiającego zwiększenie siły motorycznej wybranych mięśni kończyny górnej

oraz fotela do wspomagania rehabilitacji i diagnostyki.

Proponowana tematyka projektu badawczego związana jest z wykorzystaniem sygnałów elektromiograficznych do obiektywizacji i automatyzacji diagnostyki pacjentów, wymagających rehabilitacji ruchowej. Rzeczywista wartość opracowanych metod zostanie zweryfikowana na podstawie nadzorowanych przez fizjoterapeutów scenariuszy ćwiczeń, po których określone będą postępy pacjentów, mierzone za pomocą parametrów takich jak zakres ruchomości stawu i moc generowanych sygnałów elektromiograficznych. W ramach pracy, należało stworzyć układ diagnostyczny oraz metodykę powtarzalnego mierzenia sił lub zakresu ruchomości u pacjenta. Aktualny stan wiedzy przedstawia rozwiązania, bazujące głównie na pomiarach dynamometrycznych (moment, siła) oraz mierzenia kąta obrotu (zakres ruchomości). W przypadku pacjentów o zmniejszonej ruchomości stawu nadgarstkowego i dłoni potrzebne jest dodatkowo precyzyjne mierzenie siły nacisku (np. podczas trzymania klucza od drzwi), gdzie większość rozwiązań technicznych zapewnia tylko jedną opcję pomiarową, tzn. albo samą siłę zacisku lub tylko sam pomiar momentu obrotowego. Dodatkowym atutem projektowanego urządzenia jest wykorzystanie bioelektrycznego sprzężenia zwrotnego z wykorzystaniem sygnału EMG dla pacjentów o skrajnie niskiej masie mięśniowej (robot inicjuje ruch na podstawie otrzymanego sygnału elektrycznego). Dlatego też pobocznym celem było opracowanie efektywnej zautomatyzowanej terapii zajęciowej, z wykorzystaniem oryginalnego, zaprojektowanego i wykonanego w ramach projektu niewielkiego robota, umożliwiającego przeniesienie momentu siły na różne płaszczyzny względem wyprowadzenia głównej osi robota i przeprowadzenie ćwiczeń odpowiadających codziennym czynnościom, takim jak: przekręcanie klucza w drzwiach, wykręcanie / wkręcanie żarówki, naciskanie klamki oraz jej ciągnięcie, zakręcanie / odkręcanie nakrętki. Każdy trening (scenariusz) prowadzony we współpracy z fizjoterapeutą, powinien jak najdokładniej odpowiadać na codzienne zapotrzebowanie w kwestii poruszania się po domu, mieście czy prowadzenia pojazdów, inaczej mówiąc, dać szansę pacjentowi na pełną samodzielność podczas wykonywania zadań. Precyzyjne określenie sposobu prowadzenia każdego funkcjonalnego treningu jest kluczowe, gdyż określi to wstępnie z jakich komponentów musi być zbudowane urządzenie, aby mogło odtwarzać te ruchy.

## **Słowa kluczowe**

analiza i przetwarzanie sygnałów EMG, robot rehabilitacyjny, neurorehabilitacja, automatyczna diagnostyka

## Thesis title

Methods of automatic diagnosis of muscular motor strength in the hand, wrist and elbow area and rehabilitation support in occupational therapy.

## Abstract

One of the issues related to rehabilitation is the shortage of specialists—neurologists, orthopedists, and physiotherapists with adequate education to effectively assist the large number of patients in need [59]. For example, according to the European Commission, it was estimated that in 2020, there would be a shortage of about 50,000 physiotherapists in the EU [25].

A solution to the problem is the automation of diagnostic procedures and the support of treatment with rehabilitation robots. However, according to the current state of knowledge, there are no effective tools that aid in the diagnosis of joints whose rehabilitation is supported by machines, and the use of existing diagnostic criteria is associated with a high number of false-negative results (understood as the determination of the inability for effective rehabilitation when it is actually possible). Hypotheses regarding automatic diagnostics can be validated by showing measurable progress in rehabilitation. Therefore, in addition to developed methods of automatic diagnostics using biomedical signals, original equipment was designed and created within this work to support rehabilitation and enable objective measurements of rehabilitation progress.

Currently, the market offers solutions that enable the rehabilitation of major joints; however, most of these are large devices designed to operate at higher torque ranges than necessary for occupational therapy. Devices like System 4 (Biodex), Primus RS (BTE), or Luna EMG (EGZOTech) are primarily dedicated to rehabilitating joints such as the ankle, shoulder, elbow, knee, and hip. Other devices, such as Pinchmeter (Biometrics), can apply continuous variable pressure between fingers but do not fully support functional training and may affect patient motivation. The Upper Limb Exerciser (Biometrics) provides only a constant, manually adjustable resistance on a rotating element, encouraging movement through play but not leading to dynamic training where resistance and machine behavior should vary.

The above mentioned analysis leads to the creation of the primary research objective, which is to develop original methods for the automatic diagnosis of muscle motor strength in the areas of the hand, wrist, and elbow, and to verify their usefulness in occupational therapy rehabilitation. The partial objectives also included the development of a device to increase the motor strength of selected upper limb muscles and a chair to support rehabilitation and diagnostics.

The proposed research project focuses on using electromyographic (EMG) signals to objectify and automate the diagnosis of patients requiring physical rehabilitation. The

true value of the developed methods will be verified through exercise scenarios supervised by physiotherapists, assessing patient progress via parameters such as joint range of motion and EMG signal strength. The project aims to create a diagnostic system and methodology for consistently measuring patient force or range of motion. Current solutions mainly rely on dynamometric measurements (torque, force) and angular rotation (range of motion). For patients with reduced wrist and hand mobility, precise pressure measurement is necessary, whereas most technical solutions only provide one measurement option, either grip force or torque measurement. Additionally, the designed device will use bioelectrical feedback from EMG signals for patients with extremely low muscle mass, initiating movement based on received electrical signals. Therefore, a secondary goal is to develop an effective automated occupational therapy using a small robot designed and built as part of the project, capable of transferring torque across different planes relative to the robot's main axis and conducting exercises mimicking daily activities such as turning a key in a door, screwing/unscrewing a light bulb, pressing and pulling a door handle, and opening/closing a cap. Each training session, conducted in collaboration with a physiotherapist, should address daily mobility needs at home, in the city, or while driving, ultimately aiming to provide the patient with full independence in performing tasks. Precisely defining the execution of each functional training is crucial as it will initially determine the components required for the device to replicate these movements.

### **Key words**

EMG signal analysis and processing, rehabilitation robot, neurorehabilitation, automatic diagnostics

# Spis treści

Podziękowania	ix
<b>1 Wstęp</b>	<b>1</b>
<b>2 Diagnostyka stanu pacjenta i urządzenia wykorzystywane w diagnostyce i rehabilitacji</b>	<b>5</b>
2.1 Haptyka i biofeedback	6
2.2 Analiza rynku robotów na rzecz automatycznej diagnostyki	8
2.2.1 Fourier Intelligence WristMotus M1-W	9
2.2.2 Kinetec Maestra	10
2.2.3 TechCare CR2-Haptic	11
2.2.4 Biometrics E-LINK Upper Limb Exerciser	12
2.2.5 Sanifit Manualex M12	13
2.2.6 Podsumowanie	15
2.3 Omówienie standardowych metod oceny pacjentów	15
<b>3 Korelacja sygnałów EMG z siłą mięśniową pacjenta</b>	<b>21</b>
3.1 Wstęp	21
3.2 Metoda prowadzenia pomiarów	23
3.3 Urządzenia użyte do pomiarów	24
3.3.1 Stella BIO	24
3.3.2 Mezos SIT	27
3.4 Przygotowanie do pomiarów	27
3.5 Eksperymenty pomiarowe	29
3.6 Podsumowanie	35
<b>4 Stabilizacja pacjenta</b>	<b>37</b>
4.1 Metoda prowadzenia pomiarów	37
4.2 Przygotowanie do pomiarów	37
4.3 Eksperymenty pomiarowe	38
4.4 Podsumowanie	42

<b>5</b>	<b>Zaawansowana diagnostyka w robocie rehabilitacyjnym</b>	<b>45</b>
5.1	Analiza antropometryczna i biomechaniczna . . . . .	45
5.1.1	Aspekty konstrukcyjne, związane z ergonomią i pozycjonowaniem do diagnostyki . . . . .	46
5.1.2	Końcówki terapii zajęciowej . . . . .	48
5.2	Robot rehabilitacyjno-diagnostyczny Meissa OT . . . . .	56
5.2.1	Meissa OT . . . . .	56
5.2.2	Odbiory . . . . .	57
5.2.3	Grupy pacjentów . . . . .	59
5.3	Automatyzacja procesów diagnostycznych . . . . .	60
5.4	Gry rehabilitacyjne oraz komunikacja na linii robot - pacjent . . . . .	65
5.5	EXT OT - Końcówki opracowane lub zaprojektowane do weryfikacji ruchomości urządzenia . . . . .	68
5.5.1	Końcówka: Pinchmeter - duża . . . . .	69
5.5.2	Końcówka: Śrubokręt lub klamka z funkcją pomiarową . . . . .	69
5.5.3	Końcówka: Kubek . . . . .	70
5.5.4	Końcówka: Dysk (rozmiar: pediatryczna, mała, średnia, duża) . . . . .	71
5.5.5	Końcówka: Kula . . . . .	71
5.5.6	Końcówka: Śrubokręt (rozmiar: mały, średni) . . . . .	72
5.5.7	Końcówka: Klamka . . . . .	73
5.5.8	Końcówka: Mieszacz . . . . .	74
5.5.9	Adaptacja końcówek robota . . . . .	75
5.6	Wielofunkcyjny fotel dla celów rehabilitacyjno-diagnostyczny - Mezos SIT . . . . .	75
<b>6</b>	<b>Podsumowanie i przyszłe prace</b>	<b>83</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>98</b>
	<b>Lista skrótów i symboli</b>	<b>101</b>
	<b>Wykaz rysunków</b>	<b>105</b>
	<b>Wykaz tabel</b>	<b>107</b>



# Podziękowania

Pragnę złożyć serdeczne podziękowania mojemu promotorowi, Profesorowi Jarosławowi Śmiei, za nieocenione wsparcie, cierpliwość oraz inspirację w trakcie realizacji mojej pracy doktorskiej, dr. inż. Michałowi Mikulskiemu za wskazówki oraz merytoryczną pomoc, która była kluczowa na każdym etapie mojej naukowej podróży.

*Niniejszą pracę dedykuję mojej ukochanej żonie oraz dzieciom, za ich cierpliwość, wyrozumiałość i wsparcie emocjonalne, które były dla mnie nieocenione podczas całego procesu.*

*Dziękuję moim rodzicom za ich nieustanną miłość, wsparcie i wiarę w moje możliwości. Wasza troska i motywacja były fundamentem, na którym mogłem budować swoje sukcesy.*

## Wsparcie finansowe

- Badania przedstawione w niniejszej rozprawie doktorskiej były współfinansowane przez Polskie Ministerstwo Edukacji i Nauki, dofinansowanie nr 32/014/SDW/001 "Doktorat wdrożeniowy" na Politechnice Śląskiej.
- Badania przedstawione w niniejszej rozprawie doktorskiej były współfinansowane przez Unię Europejską ze środków Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego, Programu Operacyjnego Inteligentny Rozwój, dofinansowanie nr POIR.01.01.01-00-1859/20 „Opracowanie innowacyjnego robota do zautomatyzowanej neurorehabilitacji dłoni i terapii zajęciowej wykorzystującego elektromiografię”.
- Badania przedstawione w niniejszej rozprawie doktorskiej były współfinansowane przez Unię Europejską ze środków Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego, Programu Operacyjnego Inteligentny Rozwój, dofinansowanie nr POIR.01.01.01-00-2077/15 „Opracowanie innowacyjnych metod automatycznej diagnostyki i rehabilitacji z wykorzystaniem robotów i pomiarów bioelektrycznych”.
- Badania przedstawione w niniejszej rozprawie doktorskiej były współfinansowane przez Unię Europejską ze środków Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego, Programu Operacyjnego Inteligentny Rozwój, dofinansowanie nr POIR.01.01.01-00-0855/20 „Opracowanie innowacyjnej szyny rehabilitacyjnej kończyn dolnych dla pacjentów neurologicznych i ortopedycznych wykorzystującej elektromiografię i elektrostymulację”.
- Badania przedstawione w niniejszej rozprawie doktorskiej były współfinansowane przez Agencję Badań Medycznych, dofinansowanie nr 2022/ABM/02/000012-00 „Research, development, and clinical trials of an innovative rehabilitation cycling robot (rotor) for the automatic evaluation and treatment of upper and lower limbs using artificial intelligence expert systems, dynamometric testing, electromyography, electrocardiography, and electrical stimulation”.

# Rozdział 1

## Wstęp

W ostatnich latach świadomość znaczenia robotów rehabilitacyjnych [112] znacząco wzrosła. Jako narzędzia wspierające fizjoterapię, te zaawansowane technologicznie urządzenia mogą oferować nie tylko lepsze wyniki leczenia, ale również zwiększać dostępność terapii dla szerszej grupy pacjentów. Do kluczowych powodów, dla których rozwój i implementacja robotów rehabilitacyjnych są nie tylko pożądane, ale i konieczne, należą m.in.:

### **1. Zwiększenie efektywności rehabilitacji**

Roboty rehabilitacyjne są projektowane tak, aby zapewniać precyzyjne i powtarzalne wsparcie w terapii, co jest trudne do osiągnięcia w manualnych metodach rehabilitacji, prowadzonych wyłącznie przez ludzi. Badania pokazują, że zastosowanie robotów w rehabilitacji po udarze mózgu może przyspieszyć proces odzyskiwania funkcji motorycznych, co jest wynikiem ich zdolności do zapewniania intensywnych i skoncentrowanych ćwiczeń terapeutycznych [105] [48].

### **2. Dostępność terapii dla większej liczby pacjentów**

Roboty rehabilitacyjne mogą pracować dłużej i częściej niż fizjoterapeuci, co zwiększa dostępność terapii, szczególnie w obszarach niedoborów specjalistów lub w placówkach o ograniczonych zasobach. To otwiera możliwość leczenia większej liczby pacjentów, w tym tych, którzy ze względów logistycznych czy finansowych nie mieliby inaczej dostępu do regularnej i intensywnej rehabilitacji.

### **3. Zmniejszenie kosztów długoterminowej opieki zdrowotnej**

Choć początkowy koszt wdrożenia technologii robotycznych może być wysoki, to w dłuższym horyzoncie czasowym mogą one przyczynić się do obniżenia kosztów opieki zdrowotnej. Automatyzacja procesów rehabilitacyjnych i zwiększenie ich efektywności powinny skrócić czas potrzebny na osiągnięcie niezależności przez pacjentów, a tym samym obniżyć koszty związane z długotrwałą opieką i rehabilitacją.

#### 4. Personalizacja terapii

Roboty rehabilitacyjne, dzięki odpowiednim, zaimplementowanym algorytmom mogą dostosowywać programy terapeutyczne do indywidualnych potrzeb pacjentów, analizując ich postępy w czasie rzeczywistym. Takie indywidualne podejście nie tylko zwiększa skuteczność terapii, ale również przyczynia się do większej motywacji pacjentów do uczestnictwa w procesie leczenia.

Rozwój robotów rehabilitacyjnych prowadzi do przełomu w dziedzinie medycyny fizykalnej i rehabilitacji. Potencjał tych urządzeń do zwiększania efektywności terapii, rozszerzania jej dostępności, obniżania kosztów opieki zdrowotnej oraz personalizacji leczenia wskazuje na ich kluczową rolę w przyszłości opieki rehabilitacyjnej. W odpowiedzi na rosnące potrzeby globalnej populacji w zakresie opieki zdrowotnej, inwestycje w rozwój i wdrożenie robotów rehabilitacyjnych wydają się być nie tylko korzystne, ale i niezbędne.

Wkład w rozwój, tworzenie usprawnień w zakresie jak największej autonomii robotów, daje możliwość zwiększenia ilości i jakości procesów rehabilitacyjnych dla pacjentów. Wspomniany rozwój może mieć realny wpływ na poprawę jakości życia wielu osób, jeżeli rozwiązania będą implementowane do robotów rehabilitacyjnych.

Rozwój robotów rehabilitacyjnych jest nie tylko technologiczną innowacją, ale także społeczną odpowiedzialnością. Poprzez zwiększanie efektywności i dostępności terapii, obniżanie kosztów opieki zdrowotnej oraz możliwość personalizacji leczenia, roboty te mają potencjał do rewolucjonizowania medycyny rehabilitacyjnej. Jako społeczeństwo powinniśmy wspierać i motywować dalsze badania i rozwój w tej dziedzinie, aby maksymalizować korzyści płynące z tej obiecującej technologii.

Badania przeprowadzone w ramach doktoratu wykorzystały metody przetwarzania sygnałów i technologie robotyczne do stworzenia mechanizmu informacyjnego, który integruje dane z elektromiografii (EMG), informacje o momencie obrotowym głównej osi robota, na której instalowane są końcówki pacjenta oraz pozycji kończyn, co umożliwia zaplanowanie i realizację wydajnych i dostosowanych do pacjenta protokołów ćwiczeń oraz obiektywną diagnostykę i śledzenie postępów rehabilitacji. Badania te skupiły się głównie na ruchach kończyn górnych, ze szczególnym uwzględnieniem okolic dłoni, nadgarstka oraz łokcia.

W celu rozwiązania problemu naukowego, podejście polega na wyborze ustalonych parametrów bioelektrycznych i biomechanicznych oraz potwierdzeniu ich skuteczności i obiektywności w procesach diagnostycznych i terapeutycznych przy użyciu metod wspomaganych robotem.

**Na podstawie motywacji i celu badawczego sformułowano następujące tezy niniejszej rozprawy:**

1. Wartości siły motorycznej mięśni w okolicy dłoni i stawu nadgarstkowego w zakresie potrzebnym do wykonywania typowych operacji w życiu codziennym są skorelowane

z wartościami sygnałów EMG generowanych przez mięśnie.

2. Stabilizacja pozycji pacjenta pomaga w obiektywizacji oceny stanu pacjenta i postępów w rehabilitacji poprzez zmniejszenie wpływu mięśni nie podlegających rehabilitacji na wykonywane ćwiczenia oraz zmniejszenie wariancji wartości mierzonego sygnału EMG.

**Zawartość niniejszej rozprawy jest następująca:**

- Rozdział 2 przedstawia informacje o parametrach biomechanicznych i bioelektrycznych oraz stanu wiedzy w dziedzinie automatyzacji w diagnostyce i rehabilitacji,
- Rozdział 3 przedstawia wyniki badań naukowych dotyczących hipotez postawionych w tej rozprawie,
- Rozdział 4 przedstawia wyniki badań naukowych dotyczących hipotez postawionych w tej rozprawie,
- Rozdział 5 opisuje propozycję rozwiązania zaproponowanego w tej rozprawie,
- Rozdział 6 zawiera kompleksowe podsumowanie rozprawy oraz przyszłe prace.



## Rozdział 2

# Diagnostyka stanu pacjenta i urządzenia wykorzystywane w diagnostyce i rehabilitacji

Człowiek jako złożony łańcuch kinematyczny, stawia konkretne wymagania badaczom i projektantom urządzeń, aby te mogły chociaż częściowo odtwarzać albo wspomagać procesy rehabilitacyjne.

Robotyka rehabilitacyjna wykorzystuje zaawansowane urządzenia mechaniczne [26] zaprojektowane do wspomagania lub zastępowania pewnych powtarzalnych czynności terapeutów. Roboty te są często stosowane w rehabilitacji ruchowej, zwłaszcza po ciężkich urazach neurologicznych, takich jak udar mózgu czy urazy rdzenia kręgowego.

**1. Roboty do chodzenia:** Robot wspomagający rehabilitację chodzenia. Urządzenia typu Lokomat automatyzują proces chodzenia, umożliwiając pacjentom wykonanie powtarzalnych ruchów nóg, co jest kluczowe w neurorehabilitacji [18].

**2. Egzoszkielety:** To urządzenia noszone na ciele, które wspomagają lub zastępują funkcje mięśni i stawów. Mogą one znacząco przyspieszyć proces rehabilitacji, umożliwiając pacjentom wykonanie ruchów, które byłyby niemożliwe do wykonania bez takiego wsparcia [84].

**3. Roboty manipulacyjne:** Służą do treningu górnych kończyn. Przykłady to roboty typu Arneo, które umożliwiają pacjentom ćwiczenia obejmujące precyzyjne ruchy rąk i palców, co jest istotne szczególnie po udarach [79][60].

**4. Roboty jedno-osiove:** Służą do treningów kończyn dolnych i górnych, wykorzystują wymienne dedykowane końcówki dla kończyn [110], przez co osiągają większą adaptacyjność względem ułożenia kończyn pacjentów. Szczególnie przydatne okazują się tam, gdzie pacjent posiada deformację w kończynie, ponieważ dedykowana końcówka z dużą liczbą punktów regulacyjnych, które zmieniają jej kształt, będzie powodować lepsze ułożenie pod kończynę.

Tradycyjne metody rehabilitacji nadal są szeroko stosowane i oferują bezpośrednią interakcję z fizjoterapeutą, co pozwala na indywidualne dostosowanie terapii do potrzeb pacjenta.

- 1. Fizjoterapia manualna:** Obejmuje techniki masażu, mobilizację stawów oraz manipulacje, które pomagają w redukcji bólu i zwiększeniu zakresu ruchu [89].
- 2. Ćwiczenia terapeutyczne:** To podstawowy element rehabilitacji, który obejmuje ćwiczenia rozciągające, wzmacniające i aerobowe [8]. Są one dostosowywane do indywidualnych potrzeb pacjenta, aby maksymalnie wspierać jego powrót do zdrowia [113].
- 3. Hydroterapia:** Wykorzystanie właściwości wody, takich jak wyporność, by ułatwić ruchy, które na lądzie byłyby zbyt bolesne lub trudne. Jest to szczególnie korzystne dla pacjentów z chorobami stawów, jak np. reumatyzm [97].

Połączenie robotyki i tradycyjnych metod rehabilitacji może prowadzić do synergii, która przynosi lepsze wyniki rehabilitacyjne. Robotyka oferuje precyzję i powtarzalność, podczas gdy metody tradycyjne zapewniają elastyczność i personalizację terapii. Integracja obu podejść pozwala na intensywniejsze i bardziej skoncentrowane sesje terapii, zwiększając ich efektywność.

Roboty rehabilitacyjne oferują powtarzalność i precyzję, które są trudne do osiągnięcia w tradycyjnych metodach. Mogą one także zapewniać intensywniejsze i częstsze sesje terapii, które nie prowadzą jednocześnie do zwiększonego obciążenia dla personelu medycznego. Z drugiej strony, tradycyjne metody oferują większą elastyczność i mogą być lepiej dostosowane do bieżącej kondycji i potrzeb pacjenta, co jest szczególnie ważne w wypadkach skomplikowanych klinicznie.

Oba podejścia mają swoje miejsce w nowoczesnej medycynie rehabilitacyjnej i często najlepsze wyniki osiąga się poprzez ich kombinację, co pozwala wykorzystać zalety każdej metody.

## 2.1 Haptyka i biofeedback

### Haptyka

Haptyka to gałąź technologii zajmująca się odtwarzaniem doznań dotykowych za pomocą urządzeń mechanicznych, które wykorzystują wibracje, siły czy ruchy do komunikacji z użytkownikiem [38]. Jest to technologia, która pozwala na fizyczne oddziaływanie na osoby przez urządzenia, często w celu symulacji rzeczywistych doznań, jakie możnaby odczuć, dotykając przedmiotów w świecie rzeczywistym. Wykorzystuje się ją w różnych produktach, od urządzeń mobilnych po symulatory używane w medycynie i edukacji.



Haptyka [39] ma szerokie zastosowanie, od poprawy interakcji użytkowników z interfejsami cyfrowymi po zwiększanie realizmu w symulacjach. Na przykład, w urządzeniach mobilnych haptyka może poprawiać doświadczenia użytkowników przez symulowanie fizycznego kliknięcia przycisku, nawet jeśli przycisk jest wirtualny. W medycynie, symulatory z haptyką pozwalają na trenowanie procedur chirurgicznych w bezpiecznym, kontrolowanym środowisku, co jest kluczowe dla edukacji medycznej.

### **Technologia haptyczna wykorzystuje trzy podstawowe typy elementów technicznych:**

- Elementy wykonawcze: To urządzenia generujące wibracje lub ruchy, które są bezpośrednio odczuwane przez użytkownika. Najczęściej są to silniki wibracyjne [75] lub piezoelektryczne [47], które mogą precyzyjnie kontrolować rodzaj i intensywność wibracji.
- Czujniki siły i nacisku [19]: Służą do detekcji siły wywieranej przez użytkownika na interfejs urządzenia. Mogą to być czujniki rezystancyjne, które zmieniają swoją rezystancję w odpowiedzi na nacisk, czy czujniki pojemnościowe, rejestrujące zmiany w lokalnym polu elektrycznym.
- Enkodery [76] i czujniki położenia: Używane do śledzenia ruchu i pozycji elementów sterujących w czasie rzeczywistym, co jest kluczowe dla zapewnienia odpowiedniego sprzężenia zwrotnego w symulatorach czy urządzeniach wirtualnej rzeczywistości [50].

### **Biofeedback**

Biofeedback to technika, która pozwala jednostkom na zdobywanie większej kontroli nad procesami fizjologicznymi, które zazwyczaj są nieświadome, poprzez dostarczanie informacji dotyczących tych procesów. Metoda ta polega na monitorowaniu parametrów fizjologicznych, takich jak tętno, napięcie mięśniowe, aktywność mózgu (EEG) [111], temperatura skóry, przewodność skóry (GSR) [62] oraz oddychanie i prezentowanie tych informacji użytkownikowi w czasie rzeczywistym za pomocą specjalistycznych urządzeń. Dzięki temu osoby mogą nauczyć się modyfikować swoje reakcje fizjologiczne w sposób świadomy i kontrolowany [77].

### **Zasada działania**

Biofeedback opiera się na wykorzystaniu czujników do mierzenia odpowiedzi organizmu i prezentacji tych informacji użytkownikowi w czasie rzeczywistym. W trakcie ćwiczeń z wykorzystaniem biofeedbacku osoby uczą się rozpoznawać stany fizjologiczne związane ze stresem, napięciem lub innymi stanami emocjonalnymi i podejmować działania mające na celu ich regulację [96]. Przykładowo, pacjent cierpiący na nadciśnienie może nauczyć

się obniżać ciśnienie krwi przez techniki relaksacyjne, które są modyfikowane na podstawie bezpośrednich informacji zwrotnych z biofeedbacku.

### **Zastosowania kliniczne**

W kontekście medycznym, biofeedback [42] jest wykorzystywany w leczeniu różnorodnych stanów, w tym migreny, przewlekłego bólu, zaburzeń lękowych oraz innych stanów związanych ze stresem. Biofeedback pomaga pacjentom rozwinąć lepsze strategie radzenia sobie ze stresem, co może redukować częstość i intensywność bólów głowy [77]. Terapie te mogą także obejmować trening mięśni dna miednicy w przypadkach inkontynencji [40].

### **Zastosowania w sporcie i wellness**

Biofeedback znajduje także zastosowanie w sporcie i wellness, gdzie sportowcy używają tej techniki do optymalizacji swojej wydajności przez lepsze zarządzanie stanami fizjologicznymi. Na przykład, biofeedback może być wykorzystany do poprawy koncentracji i redukcji stresu przed zawodami [29]. Trenerzy i psychologowie sportowi korzystają z tych metod, aby pomagać sportowcom w osiągnięciu stanu znanego jako "strefa", maksymalizując ich potencjał wydajnościowy.

### **Krytyka i ograniczenia**

Pomimo swojej użyteczności, biofeedback nie jest wolny od krytyki. Niektóre badania wskazują, że skuteczność terapii opartej na wykorzystaniu biofeedbacku jest zmienna i zależy od wielu czynników, w tym od typu problemu zdrowotnego, indywidualnych cech pacjenta, jak również jakości i regularności treningu [109]. Co więcej, koszt urządzeń opartych na biofeedbacku oraz konieczność przeprowadzenia specjalistycznego szkolenia, umożliwiającego ich prawidłowego wykorzystanie, może ograniczać dostępność tej terapii [96].

## **2.2 Analiza rynku robotów na rzecz automatycznej diagnostyki**

Na światowym rynku można wyróżnić cztery główne typy robotów rehabilitacyjnych dla kończyny górnej:

- Roboty oparte na ruchu obrotowym osi głównej - w większości przypadków z możliwością wymiany końcówki terapeutycznej.
- Roboty dla jednej płaszczyzny ruchu zawierające stół i manipulator, które mogą się poruszać tylko w jednej płaszczyźnie.

- Roboty do rehabilitacji kończyny górnej pracujące w trzech wymiarach, skupione na rehabilitacji ramienia.
- Roboty do rehabilitacji ręki w formie rękawic.

Oprócz powyżej wskazanych typów robotów, należy również wspomnieć o urządzeniach działających w sposób pasywny, poprzez mechanizmy oporowe typu blokująca się śruba, systemy sprężynowe, które generują opór zmienny podczas rozciągania lub ściskania, a także urządzenia oparte na podwieszanych ciężarach, które są w stanie generować stały opór w przemieszczeniu liniowym.

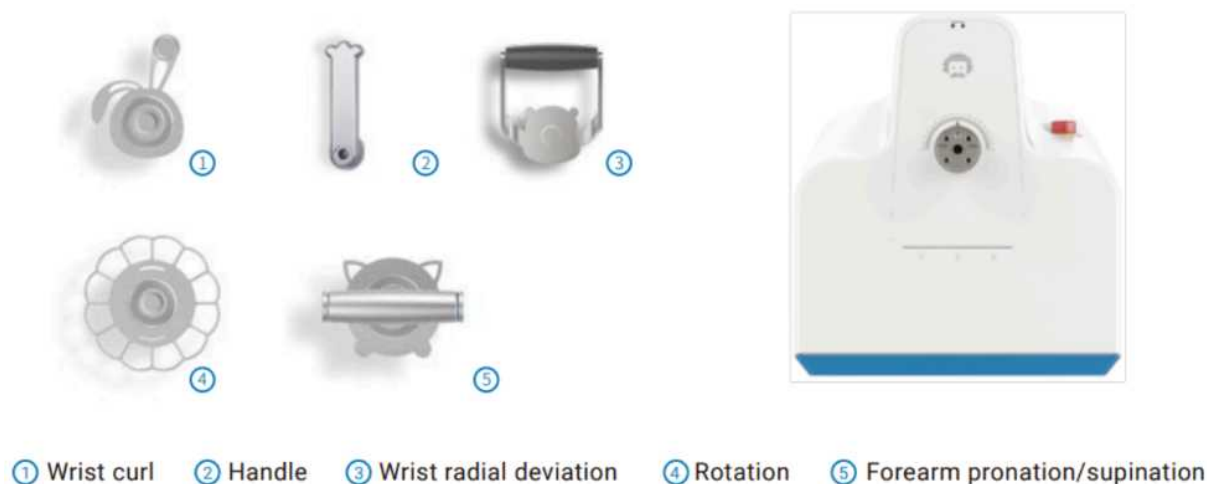
Poniżej przedstawiono przykładowe roboty lub urządzenia, które w ramach przeprowadzonej analizy u odbiorców uznano jako interesujące. Analiza bazowała na weryfikacji możliwości budżetowych odbiorców, ilość posiadanego miejsca na sprzęt, klasyfikację pacjentów pod względem ich ruchomości, tzn. możliwości dostania się do sprzętu np. za pomocą wózka inwalidzkiego oraz zweryfikowaniu, jaką funkcjonalność powinno posiadać urządzenie.

### 2.2.1 Fourier Intelligence WristMotus M1-W

Pierwsze opisywane urządzenie to robot WristMotus M1-W firmy Fourier Intelligence [7], jest to układ oparty na ruchu obrotowym w głównej osi robota i wykorzystaniu sprzężenia zwrotnego siły. Charakteryzuje się następującymi funkcjami:

- umożliwia osobom z niepełnosprawnościami stawu nadgarstkowego wykonywanie podstawowych czynności życiowych (ADL) [107],
- oferuje wiele trybów treningowych: bierny, wspomagający, aktywny, oporowy i trening poznawczy,
- pronacja i supinacja przedramienia, zgięcie i wyprost stawu nadgarstkowego, odchylenie łokciowe i promieniowe stawu nadgarstkowego,
- proces treningu oparty na danych: ocena zakresu ruchu, wyświetlanie wyników treningu w czasie rzeczywistym, analiza raportów treningowych,
- obsługuje wszystkie etapy rehabilitacji.

Ważniejsze informacje techniczne o robocie to wysoce czuły czujnik momentu obrotowego zapewnia dokładne sprzężenie zwrotne siły. Zakres czujnika momentu obrotowego wynosi 0-100Nm, a czułość czujnika to 1,5 mV/V. Wartość sprzężenia zwrotnego może być wyświetlana w czasie rzeczywistym, a parametry treningu są regulowane. Regulowana prędkość ruchu 0-40 obr./min, precyzja kontrolna 0,1°. Regulowany zakres ruchu obejmuje



Rysunek 2.1: Robot Fourier Intelligence WristMotus M1-W oraz akcesoria

zgięcie i wyprost stawu nadgarstkowego od  $-80^{\circ}$  do  $70^{\circ}$ , odchylenie łokciowe i promieniowe od  $-30^{\circ}$  do  $20^{\circ}$ , pronację i supinację przedramienia od  $-80^{\circ}$  do  $80^{\circ}$ .

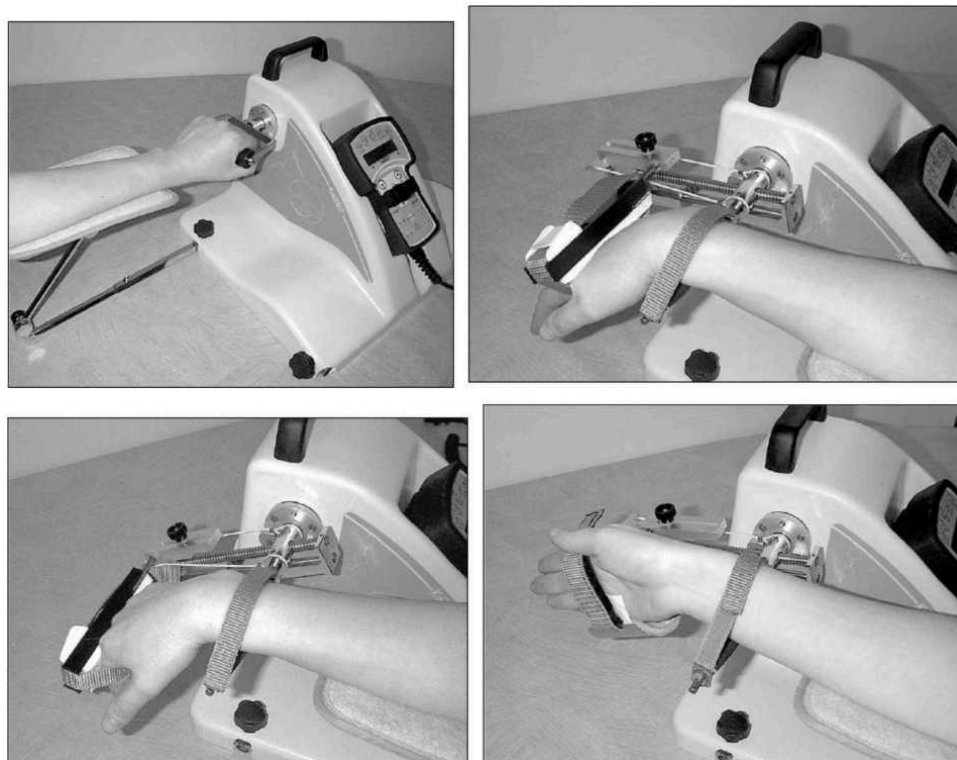
Robot jest wyposażony w wymienne końcówki pacjenta (Rysunek 2.1), z możliwością wymiany na inne kształty, co umożliwi dostosowanie się do potrzeb pacjenta. Urządzenie posiada wysoko umiejscowioną oś obrotu napędu głównego, co utrudnia pracę pacjentom na wózkach inwalidzkich.

## 2.2.2 Kinetec Maestra

Robot Maestra [1] firmy Kinetec (Rysunek 2.2) charakteryzuje się małym rozmiarem i masą, przez co można go łatwo stosować w małych placówkach medycznych lub jednoosobowych gabinetach.

Robot posiada wymienne końcówki oraz możliwość zastosowania podparcia pod rękę w celu stabilizacji kończyny. Podstawowe informacje techniczne dotyczące urządzenia zamieszczono w Tabeli 2.1. Dokumentacja producenta informuje o wybranych korzyściach klinicznych, wynikających z jego zastosowania, takich jak:

- przerywa cykl traumatyczny, zapalenia i utraty zakresu ruchu,
- zapobiega sztywności stawów,
- przyspiesza odzyskiwanie zakresu ruchu po operacji,
- utrzymuje jakość powierzchni stawowej,
- redukuje ból i obrzęk,
- wspomaga gojenie się chrząstki stawowej,
- skraca czas hospitalizacji,



Rysunek 2.2: Robot Kinetec Maestra podczas treningu zginania/prostowania oraz pronacji/supinacji

Tabela 2.1: Kinetec Maestra - parametry techniczne

Prędkość	150° do 440° na minutę
Waga	8 kg
Rozmiar urządzenia	długość 35 cm, szerokość 41 cm, wysokość 30 cm

- zmniejsza potrzebę stosowania leków przeciwbólowych,
- zapewnia ciągły bierny ruch bezpośrednio po operacji,
- zapewnia pozytywne wzmocnienie dzięki prezentacji cyfrowych odczytów zakresu ruchu na sterowniku pacjenta,
- utrzymuje pożądane pozycje do rozciągania i odpoczynku mięśniowego.

### 2.2.3 TechCare CR2-Haptic

Robot CR2-Haptic [2] firmy TechCare (Rysunek 2.3) charakteryzuje się małym rozmiarem i masą, przez co można go łatwo stosować w małych placówkach medycznych lub jednoosobowych gabinetach. Posiada wymienne końcówki oraz możliwość zastosowania podparcia pod rękę na cel stabilizacji kończyny. Robota można postawić w pozycji pionowej, tzn. osią obrotową główną do góry, na przykład w celu symulacji otwierania pokrywki słoika. Takiej funkcji roboty WristMotus M1-W czy Maestra nie posiadają, a

zwiększa to w prosty sposób funkcjonalność urządzenia, zapewniając pacjentom większą różnorodność ćwiczeń. Robot posiada możliwość pracy w trybie:

- pasywnym,
- wspomagającym,
- aktywnym.



Rysunek 2.3: Robot TechCare CR2-Haptic podczas treningu pronacji/supinacji

Opisywany robot w maju 2024 roku jest niedostępny, prawdopodobnie wstrzymano jego produkcję. Jednakże w okresie prowadzenia badań naukowych był dostępny i poddawany analizie.

#### 2.2.4 Biometrics E-LINK Upper Limb Exerciser

E-LINK Upper Limb Exerciser (Rysunek 2.4) firmy Biometrics [3] jest przeznaczony do ćwiczeń aktywnych i oporowych kończyny górnej, obejmujących nadgarstek, przedramię, łokieć i ramię. Urządzenie charakteryzuje się szerokim zakresem parametrów, co umożliwia rehabilitację różnorodnych pacjentów ortopedycznych i neurologicznych i jest dostępne z interfejsem bezprzewodowym lub przewodowym do komputera. Na podstawie dostępnych informacji [98], urządzenie umożliwia wykonywanie ćwiczeń aktywnych i oporowych następujących stawów:

- nadgarstek: zgięcie / wyprost, odchylenie promieniowe / łokciowe,
- przedramię: pronacja / supinacja,
- łokieć: zgięcie / wyprost, przywodzenie / odwodzenie,



Rysunek 2.4: Urządzenie Biometrics E-LINK Upper Limb Exerciser razem z akcesoriami

- zgięcie / wyprost, przywodzenie / odwodzenie, rotacja wewnętrzna / zewnętrzna ramienia.

Urządzenie pomiarowe z regulowanym oporem biernym firmy Biometrics (Rysunek 2.4) charakteryzuje się małym rozmiarem i masą, przez co można go łatwo stosować w małych placówkach medycznych lub jednoosobowych gabinetach. Urządzenie umożliwia postawienie go pionowo do góry - przykładowo symulacja otwierania pokrywy słoika. Urządzenie jest instalowane za pomocą zacisku do powierzchni płaskich, dzięki czemu podczas silnego treningu oporowego urządzenie nie przesuwa się.

### 2.2.5 Sanifit Manualex M12

Manualex M 12 (Rysunek 2.5) firmy Sanifit [5] jest urządzeniem do rehabilitacji ręki neurologicznej, ortopedycznej, reumatologicznej i geriatrycznej. Zapewnia szybką poprawę sprawności ręki poprzez widoczne zwiększenie zakresu ruchomości stawów oraz siły i wytrzymałości mięśni. Jego konstrukcja i możliwość zmiany obciążenia za pomocą ciężarów pracujących na prowadnicy ułożonej prostopadle do powierzchni podłoża, daje możliwość prowadzenia treningów takich jak:

- ćwiczenie zginania palców ręki,
- ćwiczenie chwytu cylindrycznego ręki,
- ćwiczenie przeciwstawiania kciuka w stosunku do II-V palca ręki,



Rysunek 2.5: Urządzenie Sanifit Manualex M12

- ćwiczenie chwytu szczypcowego palców ręki [35],
- przyciąganie uchwytów o różnym kształcie do siebie,
- podciąganie uchwytów o różnym kształcie do góry,
- ćwiczenie zginania palców ręki w opozycji do kciuka,
- ćwiczenie zginania dłoniowego i grzbietowego nadgarstka,
- ćwiczenie chwytu wielo-palcowego, tzw. kula,
- ćwiczenie prostowania palców,
- ćwiczenie pronacji i supinacji przedramienia,
- ćwiczenie zginania dołokciowego i dopromieniowego nadgarstka.

Stół Manualex M12 (Rysunek 2.5) jest ciekawym rozwiązaniem pasywnym, integrującym przede wszystkim kilka osób na raz, co ma pozytywny wpływ na trening pacjentów ze względu na wewnętrzną motywację grupy.



## 2.2.6 Podsumowanie

W ramach analizy rynku, przedstawiono powyżej urządzenia pracujące głównie w ruchu obrotowym, a pod względem wymiarów możliwe do instalacji na stole lub mieszczące się w jego obrębie. Opisywane urządzenia posiadały liczne możliwości w zakresie odczytywania parametrów, takich jak moment obrotowy, zakres ruchomości, regulowany adaptacyjny opór pracy. Podczas prac badawczych w ramach doktoratu i działalności przedsiębiorstwa zatrudniającego doktoranta, budowano rzeczywiste modele symulacyjne oraz prowadzono ogólną analizę produktową, gdzie ustalono, że z punktu widzenia klientów, finalny produkt powinien:

- charakteryzować się niewielkim rozmiarem,
- umożliwiać łatwe przenoszenie,
- być adaptacyjny względem napotykanym problemom u pacjentów,
- pracować w trybie aktywnym lub wspomaganym,
- posiadać wysoką czułość sekcji pomiarowej dla mikroruchów,
- mieć możliwość jak najlepszego odwzorowania ruchów funkcjonalnych oraz elementarnych [58],
- mieć cenę jednostkową atrakcyjną dla małych ośrodków i mikro przedsiębiorców, prowadzących działalność gospodarczą,

## 2.3 Omówienie standardowych metod oceny pacjentów

Skale ocen funkcjonalnych stanowią kluczowy element w diagnozowaniu i monitorowaniu pacjentów w wielu dziedzinach medycyny i rehabilitacji [103]. Skale są stosowane do precyzyjnego pomiaru zdolności pacjentów do samodzielnej realizacji różnorodnych czynności życiowych, co pozwala na dokładne określenie poziomu ich niezależności, potrzeb wsparcia oraz opracowania indywidualnych programów treningowych na rzecz powrotu do zdrowia i lepszego samodzielnego funkcjonowania w przyszłości.

Pierwszym i podstawowym celem stosowania skal ocen funkcjonalnych jest możliwość dokładnej oceny stanu pacjenta. Narzędzia takie jak Skala Barthel Index [14] [21] czy Skala FIM (Functional Independence Measure) [90] pozwalają na ocenę ruchomości, co jest niezbędne do zaplanowania odpowiedniego leczenia i rehabilitacji.

Dodatkowo, skale te mają kluczowe znaczenie w monitorowaniu postępów pacjenta w czasie. Regularna ocena za pomocą skali umożliwia obserwację zmian w funkcjonowaniu

pacjenta, co jest istotne zarówno w krótkotrwałym leczeniu po udarze mózgu (używając na przykład Skali Rankina [51]), jak i w długoterminowej opiece nad pacjentami z chorobami przewlekłymi lub w stanach terminalnych [57].

Oprócz diagnozy, skale ocen funkcjonalnych są nieocenione w planowaniu indywidualnych ścieżek rehabilitacji. Na przykład, Skala Tinetti [27] może być używana do oceny ryzyka upadków, co pozwala specjalistom na tworzenie spersonalizowanych programów mających na celu poprawę równowagi i bezpieczeństwa pacjentów [49]. Podobnie, Skala Karnofsky'ego [78], która ocenia ogólną zdolność do wykonywania normalnych czynności i samoopieki, jest wykorzystywana do określenia, jak intensywne powinno być wsparcie medyczne i jakie środki należy podjąć, aby poprawić jakość życia pacjenta [78].

Skale funkcjonalne posiadają także wartość prognostyczną. Wyniki uzyskane z narzędzi takich jak Skala Glasgow Coma Scale (GCS) mogą pomóc w przewidywaniu wyników leczenia pacjentów po ciężkich urazach głowy, co jest kluczowe dla zarówno lekarzy, jak i rodzin pacjentów w podejmowaniu decyzji dotyczących dalszego leczenia [46]. Wyniki te mogą również służyć jako istotne kryteria w badaniach klinicznych oceniających efektywność nowych terapii.

Stosowanie skal ocen funkcjonalnych ułatwia komunikację między różnymi profesjonalistami zdrowia – lekarzami, pielęgniarkami, terapeutami – zapewniając wspólny język w ocenie stanu pacjenta. Jest to szczególnie ważne w środowiskach interdyscyplinarnych, gdzie koordynacja opieki wymaga jasnych i obiektywnie mierzalnych danych o pacjencie.

Skale ocen funkcjonalnych są niezbędnym narzędziem w nowoczesnej medycynie i opiece zdrowotnej, pozwalającym na kompleksową ocenę zdolności pacjenta do samodzielnego funkcjonowania, planowania jego leczenia oraz monitorowania efektów wprowadzonych interwencji.

W celu skutecznego monitorowania postępów pacjentów i planowania indywidualnych programów rehabilitacyjnych, stosowane są specjalistyczne skale lub testy oceniające ruchomość pacjenta. Pozwalają one na obiektywną ocenę zdolności pacjenta do wykonywania czynności dnia codziennego oraz precyzyjne śledzenie zmian w zakresie funkcjonowania. Poniżej została zamieszczona przykładowa lista skal i testów używanych przez specjalistów dla kończyny górnej.

## 1. The Fugl-Meyer Assessment Scale

- (a) Jedną z najbardziej znanych i często stosowanych skal w rehabilitacji kończyny górnej jest skala oceny Fugla-Meyera [43]. Jest to skala punktowa, która ocenia zakres ruchu, siłę mięśniową, czucie, równowagę i koordynację pacjentów po udarze mózgu. W odniesieniu do kończyny górnej, skala ta pozwala na szczegółową ocenę funkcji motorycznych, w tym zdolności do chwytania, trzymania i manipulowania przedmiotami. Wyniki uzyskane dzięki tej skali są kluczowe do oceny postępów w rehabilitacji oraz do dostosowywania terapii.

## 2. The Action Research Arm Test (ARAT)

- (a) Innym narzędziem specyficznym używanym do oceny funkcji kończyn górnych jest Action Research Arm Test [33]. ARAT skupia się na zdolności pacjenta do manipulowania różnymi przedmiotami (od dużych, łatwych do chwytania, po małe i wymagające precyzyjnego operowania). Test ten jest podzielony na cztery podsekcje: chwyt, chwytanie, przypinanie i obracanie. ARAT jest ceniony za swoją prostotę i szybkość wykonania, co czyni go wygodnym narzędziem w codziennym zastosowaniu klinicznym.

## 3. The Box and Block Test

- (a) Box and Block Test jest kolejnym funkcjonalnym testem oceniającym manualne zdolności kończyny górnej. Zadanie polega na przenoszeniu klocków z jednego pola do drugiego w określonym czasie, co pozwala ocenić zarówno zręczność, jak i szybkość ruchów ręki pacjenta [31]. Jest to test szczególnie użyteczny w ocenie osób z różnymi neurologicznymi i ortopedycznymi ograniczeniami funkcji ręki.

## 4. The Nine Hole Peg Test

- (a) Nine Hole Peg Test jest testem, który mierzy zdolność pacjenta do precyzyjnego używania palców kończyny górnej. Polega na wkładaniu i wyjmowaniu małych kołeczków z serii otworów. Test ten jest wykorzystywany do oceny manualnej zręczności oraz koordynacji oko-ręka, co jest niezbędne w codziennym życiu i wielu zawodach [15].

## 5. The Jebsen-Taylor Hand Function Test

- (a) Test funkcji ręki Jebsen-Taylor ocenia różne aspekty używania rąk w siedmiu zadaniach, które imitują codzienne czynności, takie jak pisanie, obracanie kartek, podnoszenie lekkich przedmiotów, czy karmienie się. Jest to wszechstronne narzędzie, pozwalające na ocenę, w jaki sposób ograniczenia motoryczne wpływają na funkcjonowanie pacjenta w życiu codziennym [20].

Poniżej dodatkowo została zaprezentowana lista innych metod oceny funkcjonalnej, które są często używane w diagnostyce medycznej i psychologicznej, nie tylko dla kończyny górnej.

### 1. Skala Barthel Index

- (a) Sposób oceny: Skala [21] mierzy zdolność do samodzielnej realizacji 10 codziennych czynności, takich jak jedzenie, korzystanie z toalety, poruszanie się, ubieranie się, kontrola nad wypróżnianiem.

- (b) Kryteria: Każda aktywność jest oceniana w punktach, z maksymalnym wynikiem 100, co oznacza pełną niezależność. Niższe wyniki wskazują na większą zależność od pomocy innych osób.
2. Skala Rankina
- (a) Sposób oceny: Skala [51] ocenia stopień niepełnosprawności lub zależności w codziennym funkcjonowaniu, szczególnie po udarze mózgu.
  - (b) Kryteria: Skala ma 6 stopni od 0 (brak objawów) do 5 (ciężka niepełnosprawność, całkowita zależność).
3. Skala Karnofsky'ego
- (a) Sposób oceny: Ocena umiejętności pacjenta do samodzielnego funkcjonowania oraz wykonywania normalnych aktywności bez pomocy [78].
  - (b) Kryteria: Skala od 100 (normalna aktywność, brak oznak choroby) do 0 (śmierć).
4. Skala Lawtona IADL (Instrumental Activities of Daily Living)
- (a) Sposób oceny: Ocena zdolności do wykonywania bardziej złożonych czynności życiowych, takich jak korzystanie z telefonu, robienie zakupów, przygotowywanie posiłków, zarządzanie finansami [92].
  - (b) Kryteria: Punkty przyznawane są za samodzielność w każdej z czynności. Niższe wyniki wskazują na większą potrzebę wsparcia.
5. Skala FIM (Functional Independence Measure)
- (a) Sposób oceny: Mierzy poziom niezależności pacjenta w 18 kategoriach, w tym w opiece nad sobą, kontroli zwieraczy, poruszaniu się, komunikacji i umiejętnościach społecznych [90].
  - (b) Kryteria: Skala od 1 do 7 w każdej kategorii, gdzie 1 oznacza pełną zależność, a 7 pełną niezależność.
6. Skala Glasgow Coma Scale (GCS)
- (a) Sposób oceny: Ocena stanu świadomości pacjenta na podstawie reakcji ocznej, werbalnej i motorycznej [46].
  - (b) Kryteria: Suma punktów od 3 (głęboka nieświadomość) do 15 (pełna świadomość).
7. Skala ECOG / WHO (World Health Organization) Performance Status
- (a) Sposób oceny: Klasyfikuje ogólny stan zdrowia pacjentów z chorobami przewlekłymi, głównie onkologicznymi [94].

(b) Kryteria: Skala od 0 (normalna aktywność bez ograniczeń) do 5 (śmierć).

8. Skala Tinetti

(a) Sposób oceny: Ocena ryzyka upadków poprzez testy równowagi i chodu [49].

(b) Kryteria: Punkty przyznawane są za wykonanie poszczególnych zadań związanych z utrzymaniem równowagi i chodem. Wyższe wyniki wskazują na mniejsze ryzyko upadków.

9. Skala Katz ADL (Activities of Daily Living)

(a) Sposób oceny: Ocena samodzielności w sześciu podstawowych działaniach życiowych [16].

(b) Kryteria: Każda czynność (np. kąpiel, ubieranie) oceniana jest jako samodzielna lub niesamodzielna.

10. Skala Braden do oceny ryzyka powstawania odleżyn

(a) Sposób oceny: Ocena ryzyka powstawania odleżyn na podstawie czynników takich jak wilgotność skóry, aktywność, mobilność [34].

(b) Kryteria: Punkty przyznawane są w sześciu kategoriach, niższe wyniki wskazują na wyższe ryzyko.

11. Skala Berg Balance Scale

(a) Sposób oceny: Ocena równowagi statycznej i dynamicznej przez wykonanie 14 zadań [12].

(b) Kryteria: Maksymalnie można zdobyć 56 punktów, gdzie niższe wyniki wskazują na gorszą równowagę.

12. Skala Montreal Cognitive Assessment (MoCA)

(a) Sposób oceny: Test oceniający różne aspekty funkcji poznawczych, w tym pamięć, orientację, zdolności językowe [91].

(b) Kryteria: Maksymalny wynik to 30 punktów; wyniki poniżej 26 mogą wskazywać na zaburzenia poznawcze.

13. Skala Mini-Mental State Examination (MMSE)

(a) Sposób oceny: Szeroko stosowany test oceniający funkcje poznawcze, w tym orientację, pamięć, zdolności językowe [45].

(b) Kryteria: Maksymalnie 30 punktów; niższe wyniki sugerują obecność zaburzeń poznawczych.

14. Modified Ashworth Scale's (MAS)

- (a) Sposób oceny: Ocena sztywności mięśniowej u osób z zaburzeniami neuronów ruchowych [71].
- (b) Kryteria: Skala od 0 (brak zwiększonego tonusu mięśniowego) do 4 (mięśnie sztywne w pozycji zgiętej lub wyprostnej).

15. The Lovett Scale

- (a) Sposób oceny: Ocena siły mięśniowej w rehabilitacji [41].
- (b) Kryteria: Skala od 0 (brak aktywności mięśniowej) do 5 (pełna siła mięśniowa).

16. The Brunnstrom Recovery Scale

- (a) Sposób oceny: Ocena postępu w odzyskiwaniu ruchów po udarze mózgu [24].
- (b) Kryteria: skala opisuje etapy od flaccid paralysis (porażenie wiotkie) do pełnej woli ruchowej.

17. Skala Repty

- (a) Sposób oceny: Ocena ogólnego funkcjonowania pacjentów w zakresie ich aktywności i niezależności w szpitalu rehabilitacyjnym [74].
- (b) Kryteria: Skala oparta na obserwacji codziennych aktywności pacjenta i zdolności do samodzielnej opieki.

## Rozdział 3

# Korelacja sygnałów EMG z siłą mięśniową pacjenta

Niniejszy rozdział opisuje korelację między wartością sygnału sEMG a siłą wymaganą do chwytania konkretnego przedmiotu. Uzyskane w ten sposób wykresy kalibracyjne zmniejszają potrzebę używania dodatkowego sprzętu, takiego jak specjalistyczne rękawice, jednocześnie dostarczając informacji potrzebnych do opracowania lepszego protokołu ćwiczeń.

Rehabilitacja pacjentów z zaburzeniami funkcji chwytnej obejmuje standardowe ćwiczenia, które powinny być powtarzane w zdefiniowanej kolejności. Mają one na celu stopniową poprawę zdolności pacjentów do chwytania i obsługiwanie przedmiotów używanych w codziennym życiu. Roboty rehabilitacyjne, wykorzystujące powierzchniowy EMG (sEMG) jako sygnał diagnostyczny i sprzężenia zwrotnego, mogą być użyte do wspierania tych ćwiczeń oraz śledzenia postępów rehabilitacji. Jednakże, aby właściwie stosować schemat ćwiczeń, potrzebne są informacje o tym, jaką siłę należy użyć do trzymania i obsługiwanie różnych przedmiotów. Prace w niniejszym rozdziale opierano na założeniu, że dla robota opracowywanego w ramach prac wdrożeniowych zostanie stworzony 4-kanałowy moduł elektrostymulacji do stosowania elektrod powierzchniowych. W tym celu na rzecz badań wykorzystano urządzenia Mezos SIT (fotel stabilizujący) oraz przenośny elektromiograf z funkcją elektrostymulacji - Stella BIO.

### 3.1 Wstęp

SEMG (powierzchniowa elektromiografia) to nieinwazyjna technika pomiarowa, która ułatwia analizę aktywności mięśni szkieletowych poprzez rejestrację sygnałów elektrycznych generowanych przez włókna mięśniowe podczas skurczów [95]. Wykorzystuje ona elektrody umieszczane na powierzchni skóry, nad badanymi mięśniami. SEMG pozwala na ocenę czasu aktywacji mięśni, intensywności oraz koordynacji. SEMG znajduje zasto-

sowanie w wielu dziedzinach takich jak nauki o sporcie, rehabilitacja, ergonomia i neurofizjologia (patrz np. przegląd w [44]). Jest używana do badania funkcji mięśni, ruchu oraz zmęczenia. SEMG może dostarczyć cennych informacji o aktywności mięśniowej podczas różnych aktywności, takich jak chodzenie, bieganie czy podnoszenie ciężarów.

Wyniki pomiarów SEMG są wykorzystywane na różne sposoby, w tym do zrozumienia mechanizmów skurczów mięśniowych, monitorowania postępu w leczeniu chorób mięśni, oceny wpływu terapii i rehabilitacji na funkcję mięśniową oraz analizy ruchu i pracy ergonomicznej [67] [106] [66]. Względna łatwość pozyskiwania sygnałów sprawia, że SEMG jest idealnym kandydatem do wspierania urządzeń rehabilitacyjnych.

W ostatnich latach roboty rehabilitacyjne zyskały dużo zainteresowania. Przyniosło to możliwość treningu funkcjonalnego, czyli treningu skupiającego się bardziej na poprawie umiejętności pacjentów w codziennych czynnościach [22] [28], niż na wykonywaniu prostych ćwiczeń mających na celu na przykład zwiększenie masy mięśniowej. Przykładem takiej aktywności może być używanie kończyny górnej do chwytania i trzymania przedmiotu. Jednak różne przedmioty manipulowane w codziennych działaniach wymagają zastosowania różnych sił lub momentów obrotowych potrzebnych do ich podnoszenia, kręcenia, pchania czy ciągnięcia. Informacje o wartościach tych sił i momentów obrotowych są potrzebne do trenowania umiejętności motorycznych potrzebnych do konkretnych funkcji. Celem tego opracowania jest wykorzystanie sEMG do pozyskania tych informacji, które mogłyby być następnie wykorzystane przez robota rehabilitacyjnego podczas ćwiczeń mających na celu poprawę umiejętności motorycznych pacjenta [108]. Byłoby to alternatywą dla urządzeń egzoszkieletowych [54].

Problemy ze skorelowaniem wartości siły z wartością amplitudy sygnału elektromiograficznego (EMG) wynikają głównie z kilku czynników fizjologicznych i technicznych. Fizjologicznie, rodzaj włókien mięśniowych, długość mięśnia i prędkość skurczu mogą wpływać na sygnał EMG, komplikując jego interpretację. Technicznie, problemy takie jak umiejscowienie elektrod, przesłuch sygnału z sąsiednich mięśni oraz nieliniowa zależność między amplitudą EMG a siłą mięśniową dodają dalszej złożoności. Te czynniki mogą prowadzić do niespójnych i niewiarygodnych oszacowań siły mięśniowej na podstawie sygnałów EMG, co utrudnia precyzyjną korelację [81], [82].

Wskazywane problemy związane z umiejscowieniem elektrod i błędną interpretacją wartości RMS EMG zostały szeroko rozpisane w ramach wielu pracach badawczych [72], [68], [30], [70].

W pracy [81], poświęconej zależności pomiędzy amplitudą sygnału sEMG a siłą, z uwzględnieniem różnych technik szacowania oraz ich wydajności, stwierdzono w konkluzjach, że adaptacyjne metody mogą być najbardziej odpowiednie do szacowania korelacji między sEMG a siłą w czasie.



## 3.2 Metoda prowadzenia pomiarów

Głównym pomysłem jest stworzenie zbioru danych zawierających wartości charakterystyczne dla konkretnych działań, które byłyby używane jako punkty ustawień podczas treningu. Te punkty ustawień określałyby siłę lub moment obrotowy generowany w uchwycie lub innym elemencie podczas ćwiczenia. Dzięki pre-definiowanemu ustawieniu treningu na konkretne zadania, pacjent mógłby stać się bardziej zmotywowany, a informacje o postępach pacjenta stałyby się lepsze zarówno dla pacjenta, lekarzy, trenerów i opiekunów, dostarczając jakościowo dobre sprzężenie zwrotne, którego często brakuje i może prowadzić do zmniejszenia motywacji pacjenta.

W niniejszej opracowaniu skupiono się na ćwiczeniach polegających na używaniu końcówki pacjenta typu klucz, mających na celu poprawę umiejętności chwytania i obracania. Tego typu końcówka może reprezentować różne przedmioty, takie jak klucz do zamka, pilot do telewizora, karta kredytowa, widelec, średniej wielkości chwyt kubka, smartfon, mały lub duży talerz. Każdy z tych przedmiotów wymaga tzw. chwytu nożycowego lub szczypcowego, ale z różną siłą lub momentem obrotowym, który należy zastosować podczas użytkowania. Ostateczny chwyt jest ograniczony do około 15 mm. Należy zauważyć, że wsparcie treningu funkcjonalnego mającego na celu używanie innych przedmiotów, takich jak np. śrubokręt czy fiołki z lekami, których średnica chwytu osiąga około 30–40 mm, wymagałoby oddzielnego zestawu pomiarów. W przeciwnym razie napięcia skóry mogłyby prowadzić do błędnej interpretacji sygnałów sEMG, gdyż elektrody mogłyby odczytywać sygnały z innych niż oczekiwano stref mięśni.

Udana rehabilitacja oznaczałaby, że dla opisów powyższych, pacjent jest zdolny do samodzielnego wykonywania codziennych czynności z użyciem tych przedmiotów.

Metoda pomiaru obiektu zaproponowana przez autora polega na wykorzystaniu wyników do wdrożenia ich do pamięci robota rehabilitacyjnego kończyny górnej z funkcjonalnością CPM i CAM. Połączone rozwiązanie umożliwi pomoc pacjentom zmagającym się z problemami takimi jak: tenoliza zginaczy i prostowników, aponeurektomia w chorobie Dupuytrena, artroliza stawów śródrečno-paliczkowych, otwarta repozycja i wewnętrzna stabilizacja złamań stawowych, trzonowych, nasadowych i nasadkowych paliczków, protezowanie stawów MCP, PIP i DIP, sztywność reumatoidalna/neurologiczna lub po oparzeniach, kapsulotomie, artrolizy i tenolizy dla sztywności po urazach stawów MCP, PIP i SIP, synowektomie, stabilne złamania dalszego promienia, otwarte zabiegi na zespół cieśni nadgarstka, ganglionektomie, po artrotomii i drenażu ostrego ropnego zapalenia stawów, pod warunkiem kontrolowania infekcji.

### 3.3 Urządzenia użyte do pomiarów

W ramach badań wykorzystano urządzenia Stella BIO oraz Mezos SIT. Gdzie Stella BIO jest urządzeniem składającym się z modułów elektromiografu i elektrostymulatora - takie same zostaną zabudowane w urządzeniu docelowym w wersji 4 kanałowej. Oraz Mezos SIT jako całkowicie nowe urządzenie, opracowywane również w ramach doktoratu, jako element uzupełniający do robota pod względem stabilizacji i zapewnienia bezpieczeństwa pacjentom podczas treningów lub prowadzonej diagnostyce.

#### 3.3.1 Stella BIO

Stella BIO (Rysunek 3.1) to elektromiograf EMG Biofeedback i elektrostymulator. Może być używana przy (podstawowa funkcja):

- EMG Biofeedback mięśni dna miednicy,
- Elektrostymulacji mięśni dna miednicy,
- EMG Biofeedback w neurorehabilitacji,
- Elektrostymulacji nerwowo-mięśniowej w neurorehabilitacji,
- Neurorehabilitacji z elektrostymulacją wyzwalaną EMG,
- Przeskórnej elektrostymulacji nerwowo-mięśniowej (TENS) [102] [61] w leczeniu bólu,
- Ocenie aktywności mięśni poprzez sygnał EMG.



Rysunek 3.1: Stella BIO - podczas sesji treningowej



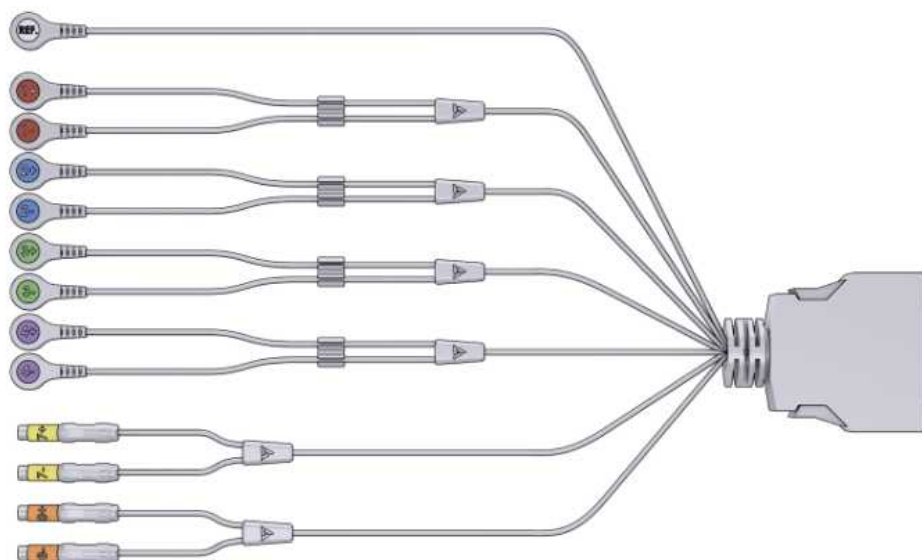
Rysunek 3.2: Stella BIO razem z akcesoriami

Wykorzystywane urządzenie (Rysunek 3.2) jest produkowane przez firmę EGZOTech Sp. z o.o. (numer rejestracyjny TNP/MDD 0373/4038/2021). Oprogramowanie do sterowania urządzeniem i zbierania danych to aplikacja przeglądarkowa, dostępna na stronie <https://app.egzotech.com/>. Aplikacja Stella BIO umożliwia procesy telerehabilitacji, pozwalając specjalistom na ustalanie protokołów oceny i ćwiczeń leczniczych, zapewniając jednocześnie ciągły dostęp do wyników pacjentów. Pacjent używa urządzenia Stella BIO za pośrednictwem aplikacji na swoim komputerze osobistym lub smartfonie, aby przeprowadzać sesje terapii. Bioelektryczny sygnał [101] może być zbierany z maksymalnie 8 kanałów jednocześnie przy częstotliwości próbkowania 1000 Hz. Szum bazowy wynosi poniżej 0,5 $\mu$ V RMS [85], a rozdzielczość pomiaru  $\pm 6000 \mu$ V to 0,1  $\mu$ V.

Jako urządzenie EMG Biofeedback, Stella BIO znajduje zastosowanie w badaniach elektromiograficznych mięśni, w tym mięśni powierzchniowych i dna miednicy. Jest przeznaczone do celów medycznych, takich jak monitorowanie i wyświetlanie sygnałów bioelektrycznych wytwarzanych przez mięśnie. Wskazaniem do stosowania jest reedukacja nerwowo-mięśniowa, wzmocnienie i rozluźnienie mięśni, koordynacja mięśni oraz EMG Biofeedback. Jako elektrostymulator mięśni Stella BIO służy do wspomagania terapii i skurczu mięśni (w tym powierzchniowych i dna miednicy). Znajduje swoje zastosowanie jako nie wszczepialny elektrostymulator nietrzymania moczu i stolca.

W przypadku mięśni dna miednicy, w tym zwieracza odbytu lub cewki moczowej, Stella BIO ma na celu ponowne wytrenowanie mechanizmów trzymania moczu i stolca poprzez stymulację elektryczną lub EMG Biofeedback stosowany do mięśni dna miednicy i otaczających je struktur. Urządzenie jest wskazane do leczenia pacjentów z wysiłkowym nietrzymaniem moczu, nagłym lub mieszanym nietrzymaniem moczu, nietrzymaniem

stolca, zaparciami - dyssynergią dna miednicy i dysfunkcjami seksualnymi. Stella BIO łączy funkcje pomiarów elektromiograficznych i biofeedbacku z elektrostymulacją mięśni, umożliwiając funkcjonalną stymulację mięśni wyzwalaną elektromiografią (FES-EMG). Stella BIO może również wykorzystywać inne zintegrowane czujniki same lub w połączeniu do wyzwalania elektrostymulacji, w tym bezwładnościowe czujniki pomiarowe. Do tego celu stosowane są dedykowane przewody pacjenta (Rysunek 3.3).



Rysunek 3.3: Przewód pacjenta w konfiguracji 4+2 do urządzenia Stella BIO

W ramach badań nad wyznaczeniem sposobu korelacji, wykorzystano przewód pacjenta (Rysunek 3.3) w układzie 4+2 oraz elektrody powierzchniowe (Rysunek 3.4) z żelom przewodzącym.



Rysunek 3.4: Elektroda do urządzenia Stella BIO

Tabela 3.1: Mezos SIT - Wymiary i waga urządzenia

Całkowita szerokość	650 mm
Szerokość siedziska	580 mm
Całkowita długość	1200 mm (podnózek złożony), 1900 mm w trybie leżanki
Całkowita wysokość	1320 - 1720 mm, 490 – 890 mm w trybie leżanki
Całkowita waga	max. 137 kg (z akcesoriami max. 148 kg)
Maksymalna waga pacjenta	135 kg
Bezpieczne obciążenie robocze	170 kg

Tabela 3.2: Mezos SIT - środowisko pracy urządzenia

Temperatura użytkowania	10°C - 40°C
Maksymalna zmiana temperatury w ciągu 12h	20°C
Wilgotność użytkowania	10% - 90% wilgotności względnej, bez kondensacji
Maksymalna wysokość użytkowania	3 000 m n.p.m

Urządzenie Stella BIO jest zarejestrowana jako wzór przemysłowy pod numerem: Rp.26591 jako "Elektrostymulator", którego współtwórcą jest autor rozprawy.

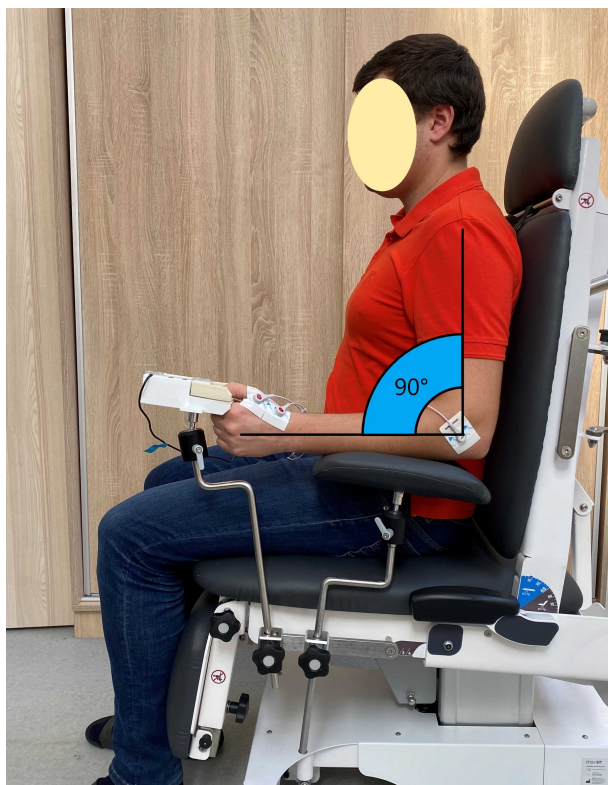
### 3.3.2 Mezos SIT

Fotel wspomagający procesy rehabilitacyjno-diagnostyczne Mezos SIT, który szczegółowo jest opisany w sekcji 5.6, został wykorzystany całościowo jako urządzenie wspierające prawidłowe i powtarzalne ułożenie ręki i korpusu autora opracowania. Mezos SIT jest klasyfikowany jako urządzenie medyczne klasy I, został certyfikowany zgodnie z rozporządzeniem MDR 2017/745 (certyfikat wolnej sprzedaży nr 224/2022 z dnia 25 kwietnia 2022). W tabelach 3.1 oraz 3.2 zamieszczono podstawowe informacje o urządzeniu, jego dopuszczalnym obciążeniu pracy i warunkach pracy.

## 3.4 Przygotowanie do pomiarów

W tej sekcji opisano kalibrację pomiarową dla układu. Kalibracja przeprowadzona w ramach tego badania jest wykonywana dla kończyny górnej, przy ułożeniu ramienia równoległe do ciała i zgięciu przedramienia w łokciu pod kątem prostym (Rysunek 3.5).

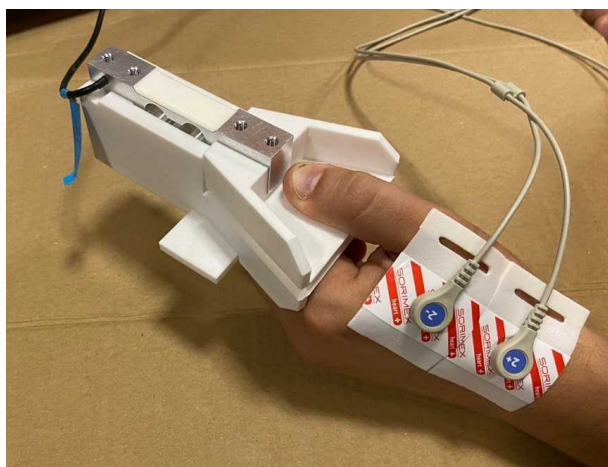
W ten sposób przedramię jest równoległe do ziemi. Pomiar jest pobierany z mięśnia międzykostnego grzbietowego ramienia, przy użyciu pojedynczego kanału EMG. Użyto elektrod powierzchniowych o wymiarach 40 x 55 mm, przymocowanych za pomocą żelu przewodzącego, jak przedstawiono na Rysunku 3.7. Dla powtarzalności mocowania użyto



Rysunek 3.5: Użytkownik podczas procesu kalibracji

krzesła rehabilitacyjnego Mezos SIT wraz z ustaloną podporą ramienia i ustalonym mocowaniem belki pomiarowej.

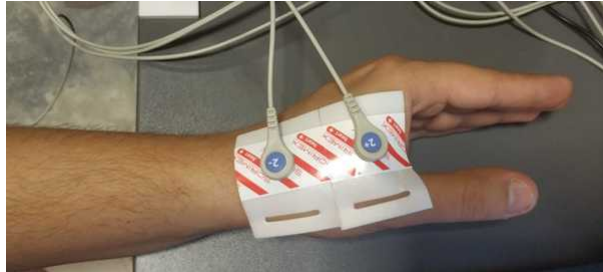
Elektrody były przymocowane przez cały czas kalibracji i testów przy użyciu dedykowanego stanowiska testowego (Rysunek 3.6) i nie były demontowane, dopóki konkretny test nie został zakończony. Inaczej demontaż i montaż elektrod miałby bezpośredni wpływ na błąd pomiarowy z kalibracji a następnie na odczyt z samych przedmiotów.



Rysunek 3.6: Układ pomiarowy do mierzenia siły zacisku

Lokalizacja elektrod została określona w osobnym eksperymencie, w którym mierzono wartość sEMG RMS dla różnych położeń elektrod, a wybrano lokalizację dającą mak-

symalną wartość sygnału. Takie umiejscowienie było takie samo jak w [88]. Wybrana powierzchnia pomiarowa została również wybrana ze względu na lepszą swobodę operacji ręką. Gdy ręka ścisnęła miernik szczypcowy, punkty elektrod umieszczone na przykład wewnątrz dłoni mogłyby powodować dyskomfort, a pomiary mogłyby być zakłócone przez nienaturalne ściskanie.



Rysunek 3.7: Ułożenie elektrod na ręce

Jednym z kluczowych problemów w konfiguracji testów opisanych w rozdziale jest zapewnienie powtarzalności wyników. Pierwszy problem wiąże się z dokładnym umiejscowieniem elektrod, które powinno być takie samo przy wielokrotnych pomiarach dla różnych manipulowanych obiektów [69] [65]. Nawet kilkumilimetrowa różnica w lokalizacji elektrod mogłaby prowadzić do utraty korelacji między wartością sygnału EMG a siłą chwytu. Fizjologiczne ograniczenia aktywności mięśni mogą również wpływać na powtarzalność testów, przy czym zmęczenie mięśni jest głównym czynnikiem. Nawet zakładając bardzo dokładne umiejscowienie elektrod, zmęczenie mięśni po całym dniu aktywności (lub przyrost masy mięśniowej) może prowadzić do ilościowo różnej siły sygnału EMG, związanej z konkretną akcją. Dlatego kalibracja powinna poprzedzać każdą serię pomiarów przeprowadzonych na określonym stanowisku testowym. W ramach prowadzenia różnych rozważań, jednym z prostszych rozwiązań, które mogłoby w prosty sposób prowadzić do weryfikacji, czy w danym cyklu kalibracyjno-pomiarowym doszło do istotnych zmian. Jest przeprowadzenie przykładowo cyklu w stylu: kalibracja - pomiary na obiektach - kalibracja. Gdzie ostatnie pomiary na kalibracji są sprawdzane z tymi na początku. Jeżeli odchylenie standardowe i test T-studenta [99] wykazały by wartości poniżej  $p < 0,05$ , można by uznać, że nie doszło do znacznego np. zmęczenia mięśni podczas cyklu.

### 3.5 Eksperymenty pomiarowe

Belka tensometryczna umożliwiająca pomiar siły chwytu nożycowego została użyta wraz z wzorcowanymi ciężarkami o masie 100g, 2x 200g, 1000g i 2000g dla wszystkich kombinacji obciążeń (Rysunek 3.8). Belka jest używana w zakresie swojej elastyczności deformacji.

Testy przeprowadzono według następującej procedury (każdy etap trwał 10 sekund):

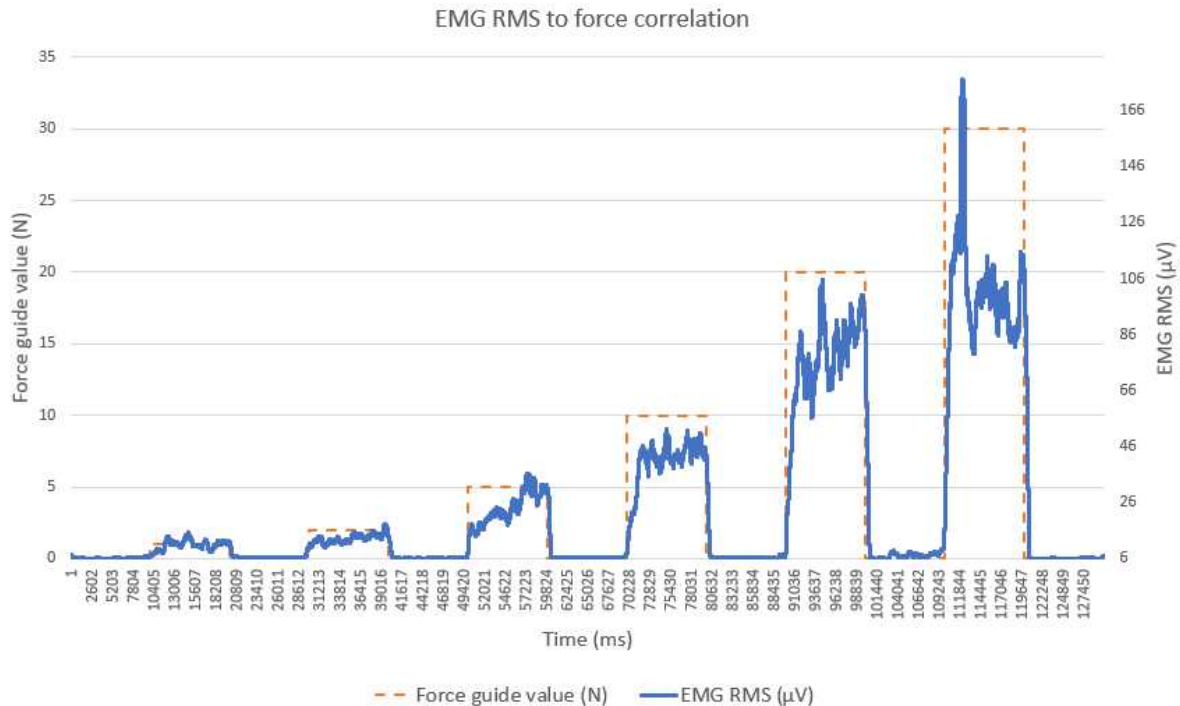


Rysunek 3.8: Układ pomiarowy oraz ciężary wzorcowane

1. START - relaksacja mięśni.
2. Chwył nożycowy o sile 1N.
3. Relaksacja mięśni.
4. Chwył nożycowy o sile 2N.
5. Relaksacja mięśni.
6. Chwył nożycowy o sile 5N.
7. Relaksacja mięśni.
8. Chwył nożycowy o sile 10N.
9. Relaksacja mięśni.
10. Chwył nożycowy o sile 20N.
11. Relaksacja mięśni.
12. Chwył nożycowy o sile 30N.
13. KONIEC - Relaksacja mięśni.

Sygnal SEMG został uzyskany za pomocą urządzenia medycznego Stella BIO, które działa w zakresie sygnału EMG  $\pm 6000\mu V$ , z dokładnością  $0,1\mu V$  i szumem podstawowym  $< 0,5\mu V$  RMS (średnia kwadratowa). Czas trwania każdego etapu procedury był mierzony przez urządzenie Stella Bio, które dostarczało komendy głosowe do rozpoczęcia i zakończenia danego chwytu. Dane zostały zebrane dla zdrowej, pojedynczej osoby. Wyniki przedstawiono na Rysunku 3.9.





Rysunek 3.9: Wyniki testu kalibracyjnego: zadane siła [N] i sEMG [ $\mu\text{V}$ ] (odpowiednio czerwone i niebieskie linie)

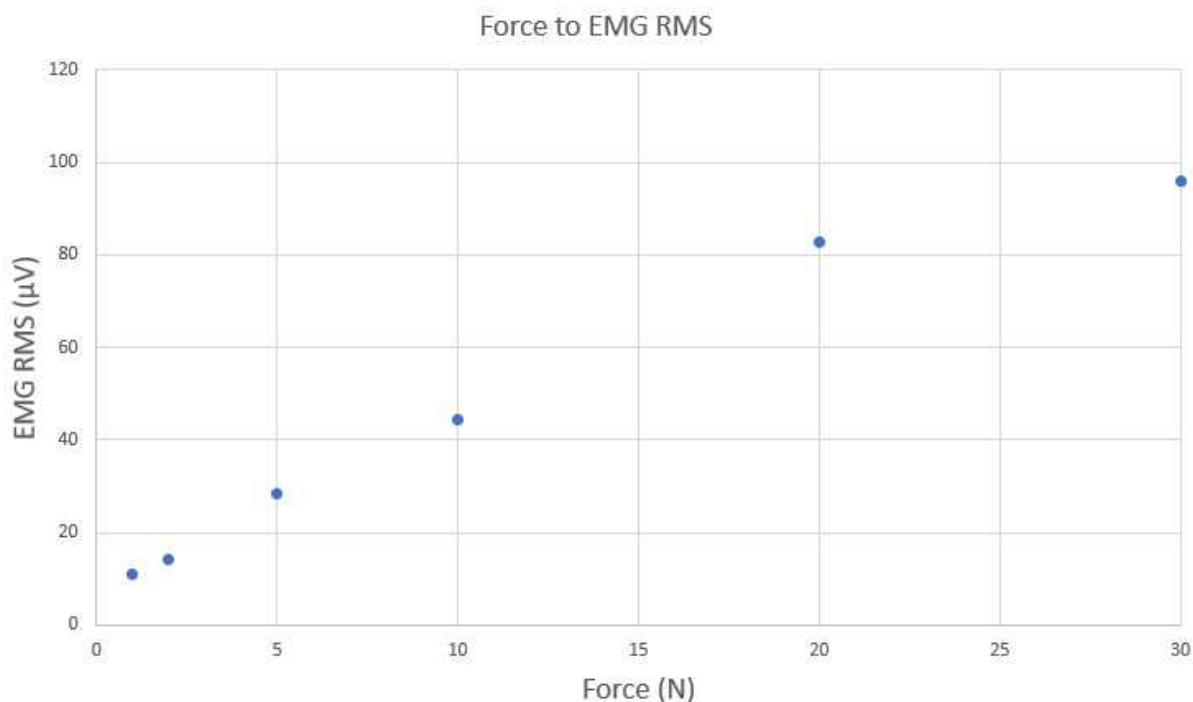
Tabela 3.3: EMG RMS do oszacowania wartości siły

Nr	Siła (N)	EMG RMS ( $\mu\text{V}$ )
1.	1	10,9
2.	2	14,3
3.	5	28,5
4.	10	44,5
5.	20	82,7
6.	30	96,0

Biorąc pod uwagę silnie zmienny sygnał zarówno na początku, jak i na końcu każdego wysiłku, RMS został obliczony tylko dla przedziału czasowego [0,5; 9,5] [s]. Wartości te są przedstawione w Tabeli 3.3. Należy zauważyć, że zależność między obciążeniem a RMS sEMG nie jest liniowa dla zakresu obciążeń użytych w eksperymencie, chociaż może być uważana za liniową przy mniejszych obciążeniach (Rysunek 3.10).

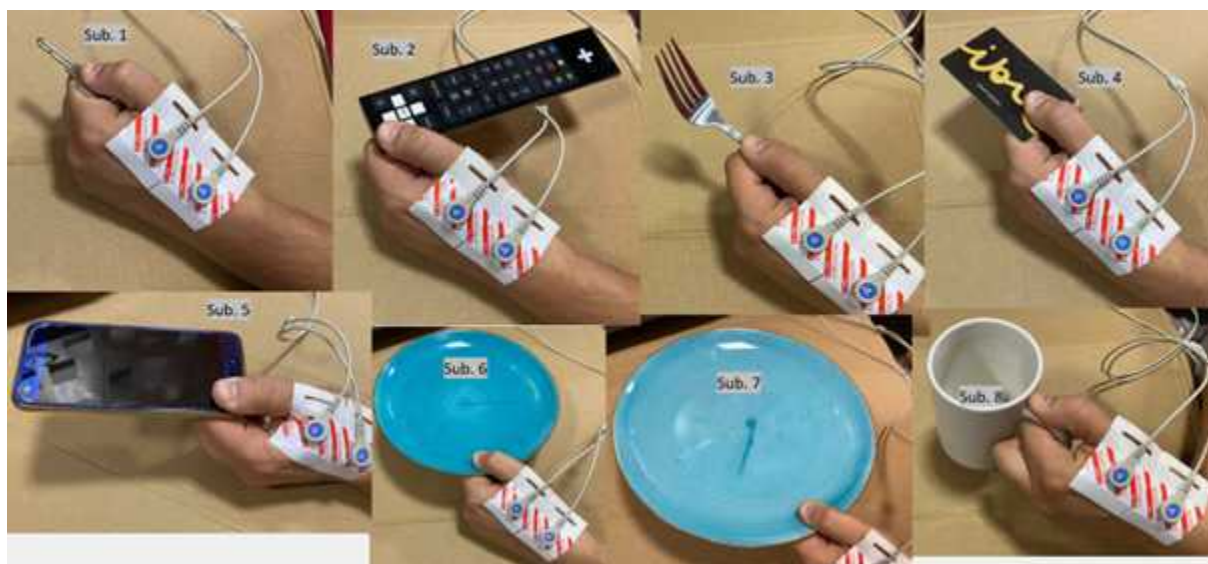
### Estymacja sił obciążających

Po sprawdzeniu siły sygnału sEMG dla zdefiniowanych wartości obciążenia, wybrane zostały typowe codzienne przedmioty do kalibracji. Odpowiadające im wartości RMS sEMG są przedstawione w Tabeli 3.4. Odpowiednie obciążenie zostało określone na podstawie wykresu kalibracyjnego (Rysunek 3.10), który został przybliżony przez liniowe odcinki łączące kolejne punkty.



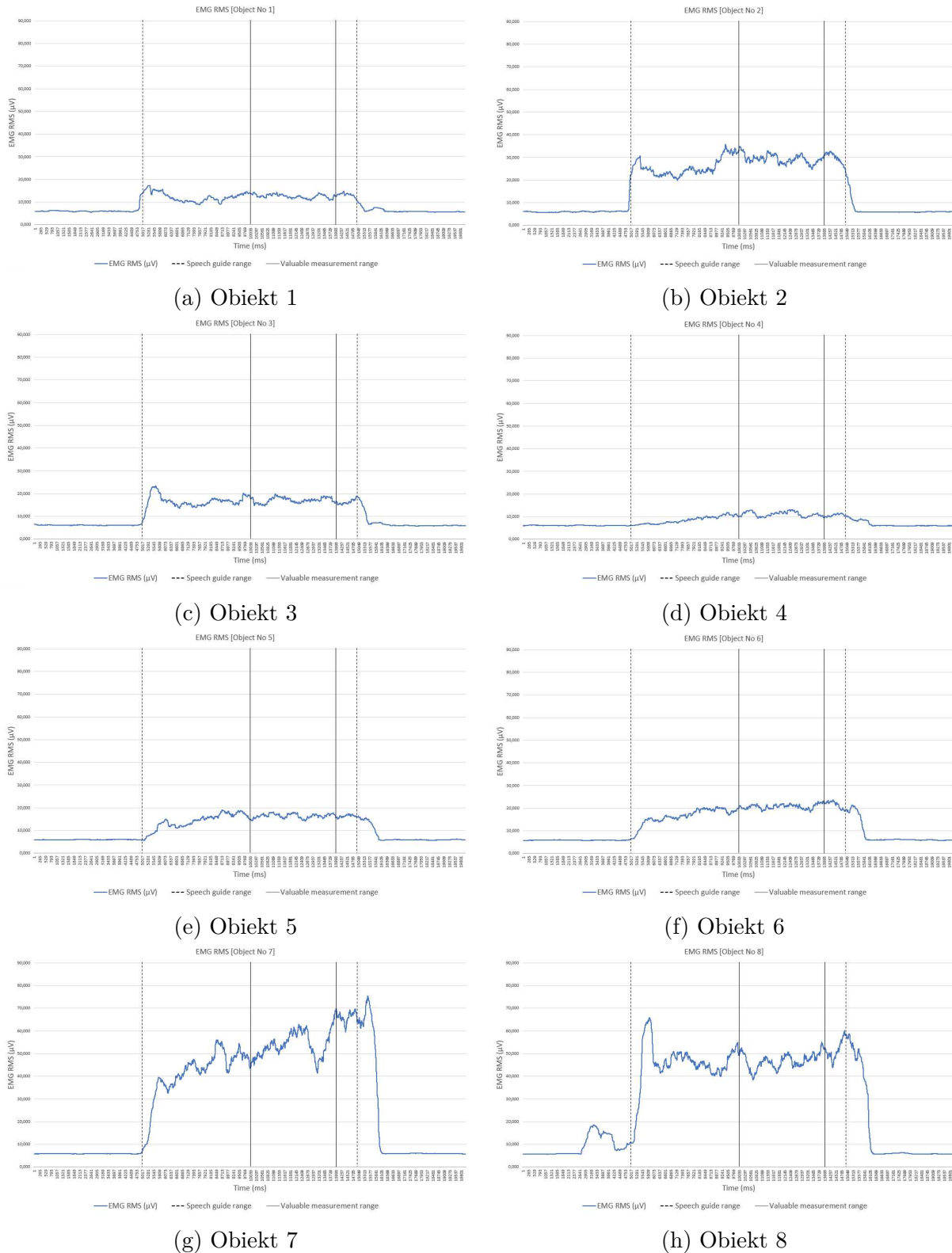
Rysunek 3.10: Obciążenie i korelacja RMS EMG

Poniżej zaprezentowano przedmioty dnia codziennego (Rysunek 3.11), które były wykorzystane podczas badań. Poszczególne pomiary dla danego przedmiotu zaprezentowano na Rysunku 3.12.



Rysunek 3.11: Obiekty testowe i sposób ich trzymania

Zgodnie z opisywanymi wcześniej informacjami, użytkownik podczas prowadzenia pomiarów na przedmiocie typu smartphone, jest oparty o fotel rehabilitacyjno-diagnostyczny Mezos SIT z zainstalowanym podłokietnikiem, dzięki czemu uzyskuje kąt zaklinowania ręki około  $90^\circ$  (Rysunek 3.13).



Rysunek 3.12: Wartości RMS sEMG dla obiektów wymienionych w Tabeli 3.4. Każdy wykres przedstawia wartości uzyskane dla pojedynczego obiektu

Tabela 3.4: Wartości RMS sEMG dla przykładowych codziennych obiektów

Nr	Obiekt	Grubość obiektu [mm]	Waga obiektu [g]	sEMG RMS [ $\mu$ V]	Szacowana siła [N]
1	Klucz do drzwi	2,3	13	12,57	1,49
2	Pilot TV	12,5	82	29,38	5,28
3	Widelec	2,0	29	17,11	2,60
4	Karta kredytowa	12,0	7	11,08	1,05
5	Smartphone	9,5	197	16,43	2,45
6	Talerz - mały (205mm in diameter)	4,0	333	20,66	3,35
7	Talerz - duży (267mm in diameter)	5,1	744	54,03	12,48
8	Kubek 250ml	14,9	429	46,78	10,58



Rysunek 3.13: Użytkownik trzymający smartfon podczas procedury testowej

## 3.6 Podsumowanie

Kwantyfikowane dane opisujące siły potrzebne do codziennych operacji na konkretnych przedmiotach są niezbędne w rehabilitacji. Standardowe podejście wymagałoby skomplikowanego sprzętu i narzędzi, takich jak specjalne rękawice [53] oraz dedykowane narzędzia do pomiaru chwytu (takie jak tensometry pomiarowe) i specjalne algorytmy [86]. Ponadto, dużą uwagę należy zwrócić na zapewnienie odpowiedniej powierzchni kontaktu lub wykończenia powierzchni (np. przez użycie nakładek silikonowych o deformacjach podobnych do ludzkiej dłoni).

Metoda zaproponowana w tym rozdziale znacznie upraszcza zadanie zbierania danych o sile chwytu nożycowego. Wykorzystuje to samo urządzenie i jednostkę akwizycji sygnału, która jest następnie używana w ćwiczeniach rehabilitacyjnych.

Proponowane stanowisko kalibracyjne, składające się z prostego modułu pomiaru siły z nakładką o trapezoidalnym chwycie, zapewnia wystarczający kontakt dłoni dla chwytu nożycowego. Opisywana metoda zakłada również potrzebę stabilizacji przedramienia. O ile nam wiadomo, nie istnieją kompleksowe bazy danych, które mogłyby być używane do kalibracji sprzętu rehabilitacyjnego dla celów określonych w tej pracy, ani literatura poświęcona tej kwestii. Dlatego jej stworzenie mogłoby znacznie poprawić procedury rehabilitacyjne. Na podstawie doświadczenia autora, opracowana metoda wymaga około 15 minut na przeprowadzenie testów dla 8 różnych przedmiotów.

Powyższe opracowanie zostało zawarte w pracy [93].



# Rozdział 4

## Stabilizacja pacjenta

Niniejszy rozdział został poświęcony na rzecz stabilizacji kończyny górnej pacjenta. W rozdziale zostały zaprezentowane wyniki dla pomiaru siły zacisku w palcach lewej ręki w ułożeniu płaskim (poziomy) - chwyt podobny do trzymania karty kredytowej przed włożeniem do bankomatu. Pomiary były prowadzone dla każdego z przypadków ułożenia z ręką podpartą i niepodpartą. Do badań wykorzystano przenośny elektromiograf i elektrostymulator Stella BIO oraz fotel rehabilitacyjno diagnostyczny Mezos SIT.

### 4.1 Metoda prowadzenia pomiarów

W opracowaniu postanowiono wykorzystać końcówkę robota - Pinchmeter, która posiada wbudowaną belkę tensometryczną i pomiar liniowy do wartości 100N. Przed przystąpieniem do badań, końcówka Pinchmeter została podłączona do urządzenia Stella BIO i skalibrowana za pomocą ciężarów wzorcowanych, podobnie jak zostało to opisane w badaniach dotyczących korelacji siły do EMG w Rozdziale .

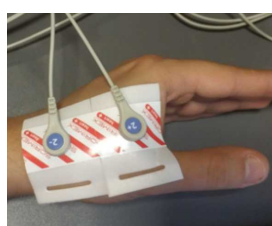
### 4.2 Przygotowanie do pomiarów

Wykorzystując informacje z wcześniejszych badań, ułożenie korpusu i ręki zostało analogicznie odtworzone. Jedyną różnicą pojawi się, gdy pomiar będzie odbywał się bez dodatkowego wsparcia ręki, które widać na Rysunku 4.1.

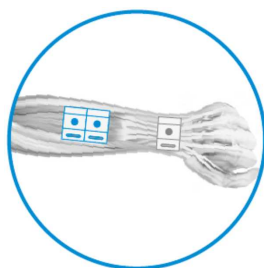
W ramach badań nad stabilizacją kończyny górnej postanowiono zbadać zachowanie mięśni poprzez przytwierdzenie elektrod [87] na następujących mięśniach i kanałach (CH - Channel) zaprezentowanych na Rysunku 4.2. Na Rysunkach 4.3, 4.5, zaprezentowano wykresy z odczytu bezpośredniego wartości RMS EMG, na Rysunkach 4.4, 4.6, zaprezentowano wykresy słupkowe wartości średniej dla danego kanału i próby, natomiast w Tabelach 4.1, 4.2, zaprezentowano sumaryczny zbiór wartości średniej, odchylenia standardowego oraz współczynnika zmienności.



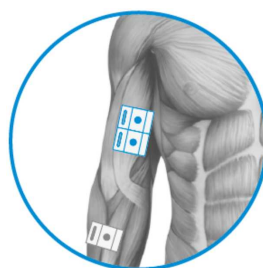
Rysunek 4.1: Podłokietnik fotela Mezos SIT



(a) Kanał 1 (CH1)  
- Mięsień zginacz krótki kciuka



(b) Kanał 2 (CH2) -  
Prostownik palców



(c) Kanał 3 (CH3) -  
Dwugłowy Ramienia



(d) Kanał 4 (CH4) -  
Czworoboczny

Rysunek 4.2: Ułożenie elektrod i numeracja kanałów pomiarowych

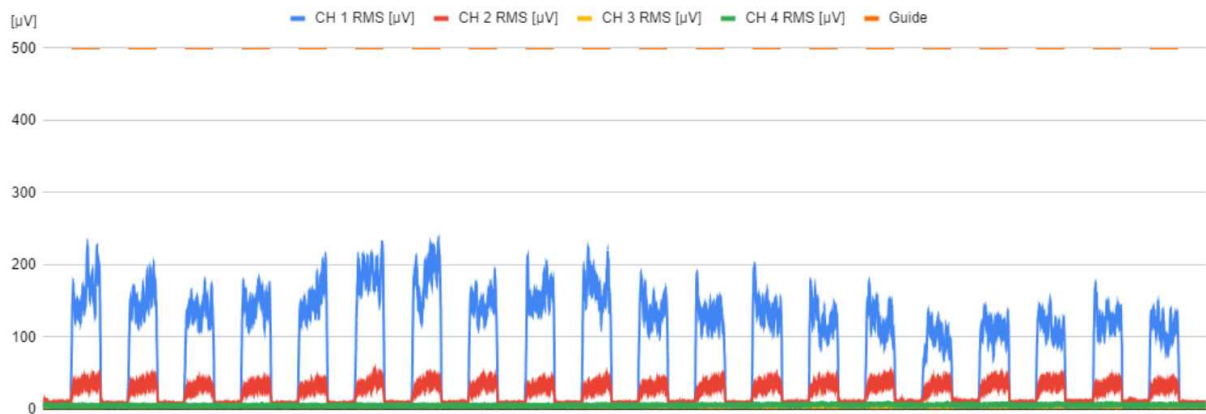
W celu uzyskania jak najlepszej powtarzalności w pomiarach, postanowiono ograniczyć problemy takie jak zmiana miejsca klejenia elektrod czy przesuwanie się skóry ze względu na zmianę pozycji siedzenia poprzez wykonanie wszystkich pomiarów w jednym ciągu, z zachowaniem odpowiedniego czasu na odpoczynek mięśni.

### 4.3 Eksperymenty pomiarowe

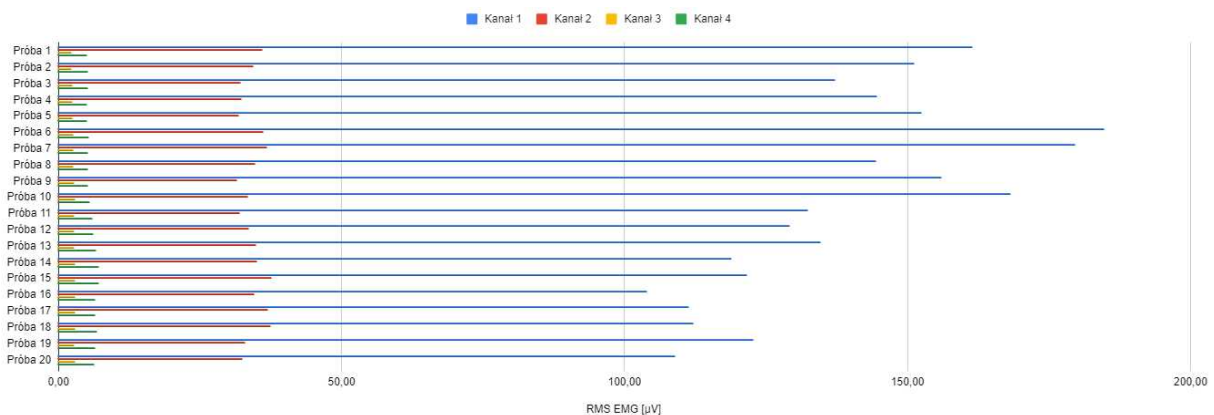
Badania z użyciem belki tensometrycznej oraz elektromiografu wykonano analogicznie jak w Rozdziale . Testy przeprowadzono według następującej procedury:

1. START - relaksacja mięśni przez 10s.
2. Próba nr 1: Chwył nożycowy o sile 30N przez 10s.
3. Relaksacja mięśni przez 10s.
4. Próba nr 2: Chwył nożycowy o sile 30N przez 10s.
5. Relaksacja mięśni przez 10s.
6. Próba nr 3: Chwył nożycowy o sile 30N przez 10s.





Rysunek 4.3: Wykres RMS EMG dla ręki w ułożeniu płaskim z podparciem



Rysunek 4.4: Wykres średniej arytmetycznej RMS EMG dla ręki w ułożeniu płaskim z podparciem

7. Relaksacja mięśni przez 10s.
8. Powtórzenie powyższych czynności aż do próby nr 20.
9. KONIEC - relaksacja mięśni, odpoczynek 10 minutowy przed kolejną sesją pomiarową.

Na podstawie sesji pomiarowych, uzyskano łącznie 40 prób zaciśnięcia belki tensometrycznej przez lewą rękę, wyniki pomiarów zostało zaprezentowane odpowiednio w kolejności na Rysunkach 4.3.

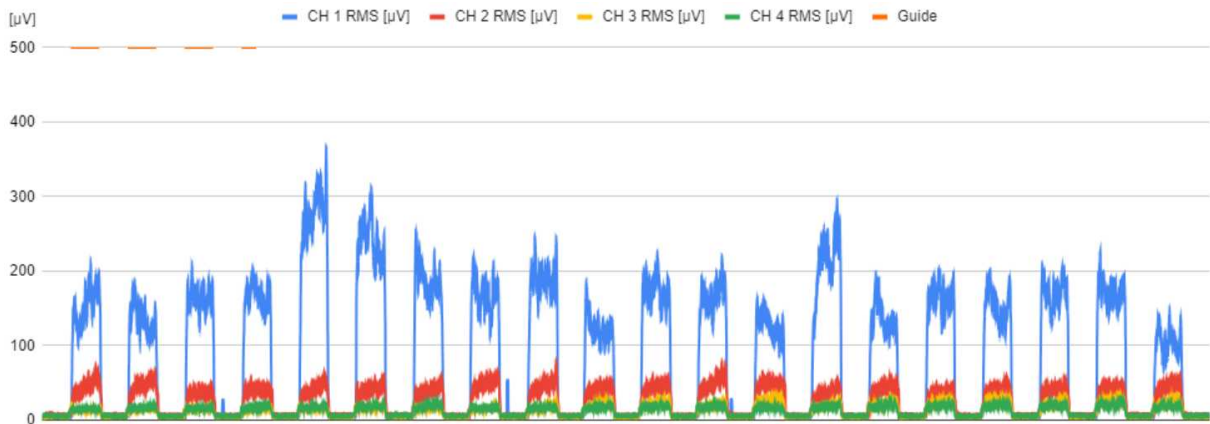
Porównując współczynniki zmienności, widać, że dla pracy z podparciem dla chwytu płaskiego ( $0^\circ$ ) jest on 1,45x niższy w stosunku do pracy bez podparcia.

W celu zweryfikowania istotności statystycznej różnic pomiędzy wynikami uzyskanymi w układzie ze stabilizacją i bez niej wykorzystano test t-Studenta. Wykorzystuje się go, gdy zmienna zależna ma charakter ilościowy i rozkład normalny, a wariancje w obu grupach są homogeniczne [64].

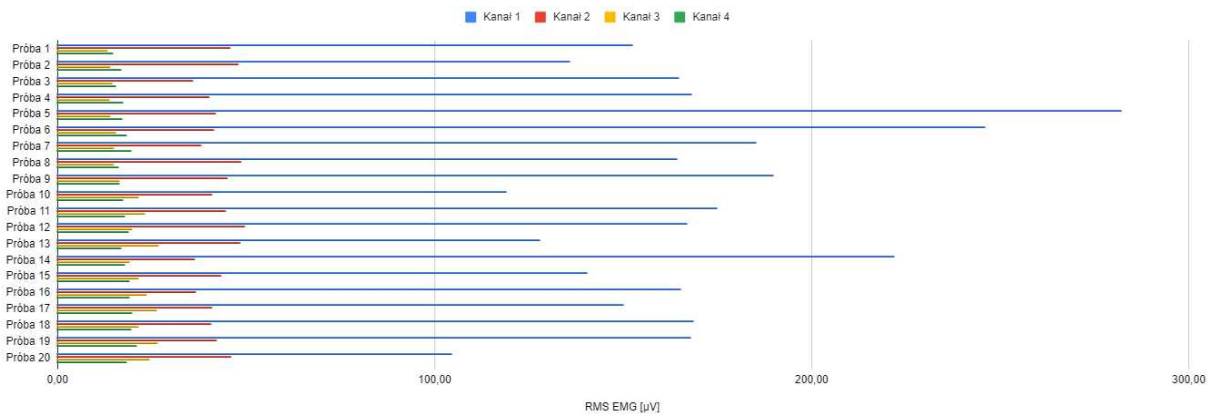
Na podstawie uzyskanych danych, wyliczono dla każdej z grup (Kanał 1 do 4) wartość p, wynik zaprezentowano w Tabeli 4.3.

Tabela 4.1: Zestaw danych RMS EMG dla ręki w ułożeniu płaskim z podparciem, gdzie  $\bar{x}$  - średnia arytmetyczna,  $\sigma$  - odchylenie standardowe, V - współczynnik zmienności

	Kanał 1			Kanał 2			Kanał 3			Kanał 4		
	$\bar{x}$ [ $\mu$ V]	$\sigma$ [ $\mu$ V]	V	$\bar{x}$ [ $\mu$ V]	$\sigma$ [ $\mu$ V]	V	$\bar{x}$ [ $\mu$ V]	$\sigma$ [ $\mu$ V]	V	$\bar{x}$ [ $\mu$ V]	$\sigma$ [ $\mu$ V]	V
Próba 1	161,47	25,24	15,63%	36,10	3,56	9,85%	2,31	0,21	8,95%	5,09	2,49	48,99%
Próba 2	151,32	18,63	12,31%	34,51	3,96	11,49%	2,40	0,17	7,10%	5,20	2,34	45,06%
Próba 3	137,23	13,07	9,52%	32,19	3,39	10,54%	2,46	0,20	8,17%	5,19	2,41	46,44%
Próba 4	144,66	15,51	10,72%	32,38	2,60	8,02%	2,53	0,16	6,45%	5,12	2,39	46,70%
Próba 5	152,57	18,37	12,04%	31,93	3,39	10,61%	2,56	0,18	6,95%	5,09	2,43	47,73%
Próba 6	184,81	14,44	7,81%	36,23	5,89	16,25%	2,68	0,19	7,00%	5,40	2,35	43,51%
Próba 7	179,75	27,44	15,27%	36,87	3,64	9,86%	2,74	0,18	6,66%	5,27	2,46	46,59%
Próba 8	144,48	13,29	9,20%	34,82	4,20	12,06%	2,67	0,23	8,62%	5,24	2,41	45,94%
Próba 9	156,08	15,74	10,08%	31,65	3,12	9,87%	2,80	0,19	6,79%	5,27	2,34	44,33%
Próba 10	168,31	20,69	12,29%	33,45	3,64	10,89%	2,95	0,16	5,42%	5,64	2,28	40,43%
Próba 11	132,48	14,41	10,88%	32,14	3,05	9,50%	2,93	0,15	5,05%	5,99	2,14	35,79%
Próba 12	129,22	10,88	8,42%	33,62	2,80	8,33%	2,90	0,19	6,43%	6,29	1,93	30,71%
Próba 13	134,72	11,68	8,67%	34,90	3,47	9,94%	2,90	0,15	5,08%	6,69	1,86	27,80%
Próba 14	118,91	16,09	13,53%	35,18	2,97	8,44%	2,94	0,19	6,53%	7,24	1,81	24,93%
Próba 15	121,67	15,47	12,72%	37,75	2,99	7,91%	3,02	0,18	5,95%	7,24	1,77	24,46%
Próba 16	104,03	11,84	11,38%	34,63	4,09	11,81%	2,99	0,20	6,74%	6,49	1,89	29,03%
Próba 17	111,45	11,53	10,34%	37,01	3,31	8,94%	3,00	0,18	6,08%	6,52	2,17	33,33%
Próba 18	112,22	13,57	12,09%	37,47	2,21	5,91%	2,99	0,19	6,40%	6,94	1,93	27,78%
Próba 19	122,79	10,23	8,33%	33,05	3,79	11,47%	2,91	0,15	5,30%	6,49	2,31	35,55%
Próba 20	109,01	14,67	13,46%	32,58	2,28	7,00%	2,97	0,19	6,43%	6,34	2,07	32,71%
Średnia	138,86	23,55	16,96%	34,42	1,99	5,78%	2,78	0,22	8,05%	5,94	0,77	12,92%



Rysunek 4.5: Wykres RMS EMG dla ręki w ułożeniu płaskim bez podparcia



Rysunek 4.6: Wykres średniej arytmetycznej RMS EMG dla ręki w ułożeniu płaskim bez podparcia

Tabela 4.2: Zestaw danych RMS EMG dla ręki w ułożeniu płaskim bez podparcia, gdzie  $\bar{x}$  - średnia arytmetyczna,  $\sigma$  - odchylenie standardowe, V - współczynnik zmienności

	Kanał 1			Kanał 2			Kanał 3			Kanał 4		
	$\bar{x}$ [ $\mu$ V]	$\sigma$ [ $\mu$ V]	V	$\bar{x}$ [ $\mu$ V]	$\sigma$ [ $\mu$ V]	V	$\bar{x}$ [ $\mu$ V]	$\sigma$ [ $\mu$ V]	V	$\bar{x}$ [ $\mu$ V]	$\sigma$ [ $\mu$ V]	V
Próba 1	152,68	23,94	15,68%	45,86	7,55	16,46%	13,36	1,30	9,75%	14,81	1,38	9,32%
Próba 2	136,01	19,63	14,43%	48,23	4,90	10,16%	14,25	1,45	10,17%	16,97	1,35	7,97%
Próba 3	165,09	15,01	9,09%	36,11	3,08	8,52%	14,72	1,15	7,84%	15,70	1,24	7,93%
Próba 4	168,27	15,34	9,12%	40,53	2,55	6,30%	13,96	1,54	11,03%	17,45	1,51	8,63%
Próba 5	282,36	23,67	8,38%	42,03	5,33	12,68%	14,10	1,34	9,53%	17,17	2,10	12,23%
Próba 6	246,05	28,30	11,50%	41,51	3,26	7,85%	15,60	1,45	9,27%	18,43	1,76	9,54%
Próba 7	185,34	17,87	9,64%	38,36	3,51	9,14%	15,19	1,18	7,80%	19,62	2,13	10,86%
Próba 8	164,50	20,32	12,35%	48,96	4,35	8,88%	15,06	1,86	12,33%	16,33	1,34	8,21%
Próba 9	190,08	16,49	8,67%	45,24	5,21	11,52%	16,55	2,79	16,88%	16,65	1,68	10,10%
Próba 10	119,10	11,65	9,79%	41,17	3,24	7,86%	21,74	2,57	11,80%	17,44	1,44	8,23%
Próba 11	175,21	19,14	10,92%	44,80	3,64	8,12%	23,27	2,82	12,12%	17,98	1,79	9,94%
Próba 12	167,11	17,29	10,34%	49,76	7,72	15,52%	19,85	1,94	9,79%	19,00	1,95	10,24%
Próba 13	128,21	15,22	11,87%	48,72	3,72	7,63%	26,95	2,30	8,55%	17,08	1,25	7,33%
Próba 14	222,03	23,12	10,41%	36,65	3,49	9,52%	19,17	2,09	10,93%	17,95	1,49	8,28%
Próba 15	140,53	22,11	15,73%	43,48	4,95	11,39%	21,68	2,84	13,12%	19,27	2,45	12,71%
Próba 16	165,35	16,53	10,00%	36,84	2,78	7,56%	23,91	1,94	8,10%	19,20	1,93	10,03%
Próba 17	150,36	20,42	13,58%	41,23	4,39	10,64%	26,41	2,01	7,62%	20,01	2,06	10,28%
Próba 18	168,72	17,18	10,18%	40,99	3,28	8,00%	21,58	2,63	12,19%	19,68	2,40	12,17%
Próba 19	168,08	11,93	7,10%	42,27	2,80	6,63%	26,58	2,11	7,93%	21,03	2,69	12,77%
Próba 20	104,70	15,97	15,25%	46,10	3,84	8,33%	24,63	2,71	11,02%	18,39	1,93	10,49%
Średnia	169,99	41,79	24,58%	42,94	4,2	9,78%	19,43	4,8	24,7%	18,01	1,56	8,67%

Tabela 4.3: Wartość parametru p dla poszczególnych kanałów EMG wyznaczone za pomocą tabeli rozkładu t-Studenta

Kanał 1	Kanał 2	Kanał 3	Kanał 4
p=0,007	p<0,001	p<0,001	p<0,001

W przypadku analizowanych kanałów, dla kanału pierwszego wartość  $p = 0,007$ , dla pozostałych była mniejsza niż  $0,001$ . Należy więc przyjąć, że istnieje statystycznie istotna różnica między średnimi obu grup.

W ramach prowadzonych pomiarów z użyciem czterech kanałów EMG, można zauważyć, że aktywność mięśniowa jest dużo większa w sytuacji gdy ramię pacjenta nie jest stabilizowane, co może prowadzić do błędów w diagnostyce i ocenie postępów pacjenta. Dla ramienia z stabilizacją czyli tam gdzie zastosowana podłokietnik, widać aktywność mięśniową na kanałach nr 1 i 2. Na kanale nr 3 aktywność mięśniowa utrzymuje się na niskim poziomie, również dla kanału nr 4 poziom jest niski, widać tylko skoki na RMS EMG wynikające z bliskiej pracy mięśnia sercowego. Aby prawidłowo odczytywać wartości sygnałów EMG i móc je porównywać, należy podczas protokołu diagnostycznego zaznaczyć informację nie tylko o sposobie ułożenia ręki - tzn. ramię przyległe do korpusu i przedramię ustawione pod kątem  $90^\circ$ . Ale także czy przedramię było podparte. Jest to ważne z punktu widzenia tworzenia procedur związanych z autodiagnostyką.

## 4.4 Podsumowanie

Podczas badań z podparciem pracują głównie kanały 1 i 2. Kanał 3 i 4 można pominąć w dalszych obliczeniach, ponieważ nie wykazują żadnej znaczącej aktywności. W przypadku kanału nr 4, znajdującego się blisko serca, zauważono tętnienie pochodzące od pracy mięśnia sercowego.

Podczas badań bez podparcia pracują wszystkie 4 kanały. Średnio stan spoczynkowy nie przekracza  $5\mu\text{V}$  [83].

Dla wszystkich prób siła zacisku wynosiła około  $30\text{N}$ , jednakże dla prób bez podparcia ramienia w zależności od ponownego chwytu palców na czujniku siły między próbami, ułożenie palców i samego ramienia ulegało zmianie przez niemożność odtworzenia tej samej pozycji. Prawdopodobnie część siły uzyskiwanej na odczycie belki tensometrycznej pochodziła z intencji ruchu ze strony barku czy ogólnie stawu łokciowego. Tym samym, powodowały one zaburzenie w prawidłowym odczycie i jednoznaczному przypisaniu wartości siły zacisku do wartości EMG odczytywanej na mięśniu kciuka. Takie zaburzenie powoduje, że proponowane rozwiązanie w postaci korelacji kalibracji siły zacisku do wartości RMS EMG nie będą spójne i będą zawierać znaczące odchylenia. Zgodnie z metodą opisaną w rozdziale poprzednim, metoda opiera się na wykorzystaniu podparcia łokciowego podczas pomiarów, dzięki czemu wpływ pracy innych mięśni jest ograniczony i nie wpływa znacząco na uzyskiwane wyniki pomiarów z interesujących nas kanałów EMG.

Wyniki eksperymentów, opisane w niniejszym rozdziale wykazują, że podparcie ramienia pozwala w znaczący sposób zmniejszyć wariancję rozkładu wartości sygnału, mierzonego w tych samych warunkach (czyli zapewnić lepszą powtarzalność wyników pomiarów), a także wyeliminować w dużej mierze udział mięśni innych, niż docelowe, w wykonywanych

ćwiczeniach. Pozwala to stwierdzić wykazanie drugiej tezy niniejszej rozprawy.



## Rozdział 5

# Zaawansowana diagnostyka w robocie rehabilitacyjnym

Dla poniższego rozdziału, skupiono się na omówieniu robota rehabilitacyjno-diagnostyczny Meissa OT oraz fotela rehabilitacyjno-diagnostycznego Mezos SIT, które powstały w ramach prac wdrożeniowych oraz wszystkie elementy do nich zależne.

### 5.1 Analiza antropometryczna i biomechaniczna

Zestawienie informacji w niniejszej sekcji, jest skrótowym opisem działań jakie były podejmowane podczas realizacji prac. W ramach prowadzonej analizy produktów podobnych, wywiadu z rynku oraz ogólnego przeglądu literatury, utworzono podwaliny i rzeczowe wymagania jakie powinno spełniać urządzenie w wersji finalnej. Przegląd konkurencji omawiany w podsekcji (2.2) oraz bardziej jej bardziej rozbudowana wersja, który miał miejsce w firmie EGZOTech Sp. z o.o. określiły robota jako urządzenie stacjonarne przenośne, czyli takie, które użytkownik bez dodatkowego wsparcia jest w stanie przenieść z jednego miejsca na inne.

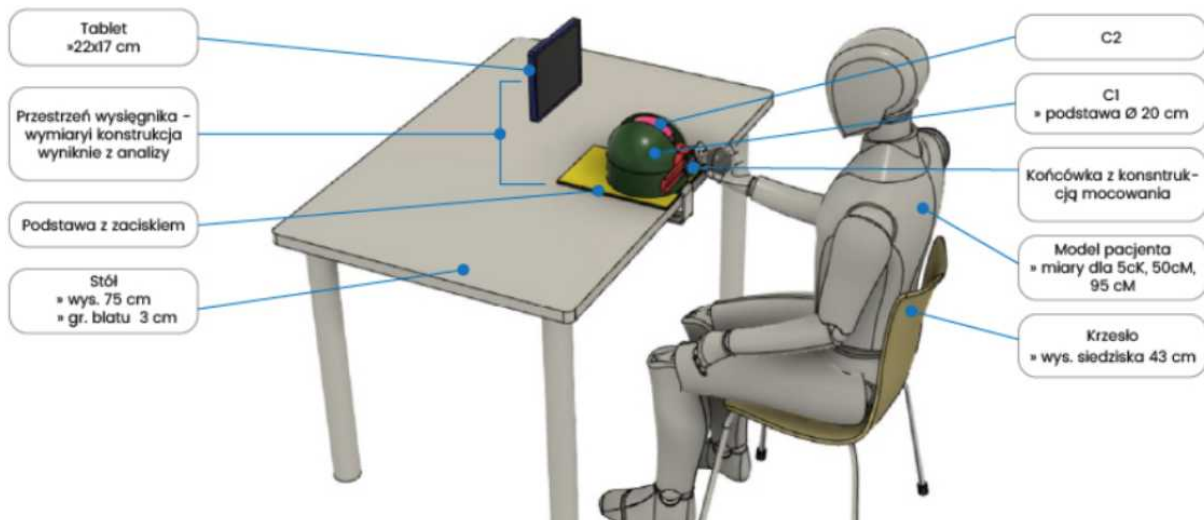
Zidentyfikowany problem po stronie braku możliwości prowadzenia terapii w domu, dla pacjentów chcących wzmacniać lub odbudowywać ruchy funkcjonalne potrzebne do operowania w życiu codziennym, postawiły techniczny wymóg spełnienia norm IEC-60601-1-11 czyli tzw. "Home Use"[10]. Aby zapewnić bezpieczeństwo pacjentom w domu, opracowano chociażby łatwy do wymiany zacisk montażowy, który w zależności od warunków i możliwości panujących w domu danego pacjenta, umożliwiły mu korzystanie z urządzenia. Należy pamiętać, że część osób, które będą korzystać z robota Meissa OT, będą mocować go np. do blatu stołu w jadalni. Tego typu stoły posiadają często maskownice dekoracyjne lub inne nietypowe wykończenia znajdujące się po wewnętrznej stronie stołów.

Podczas wywiadów i prowadzenia ogólnie konsultacji z odbiorcami urządzenia, określono, że pacjenci pojawiający się na treningach to nawet do 50% osoby poruszające się

lub wymagające przetransportowania na wózku inwalidzkim. Mówimy tu o sytuacjach, gdzie co drugi pacjent musi mieć możliwość swobodnego skorzystania z robota. Ważna kwestia, która została scharakteryzowana przez fizjoterapeutów to możliwość prawidłowego ułożenia ręki blisko tułowia i jej stabilizacja. Ponadto pojawiły się kwestie związane z oczekiwanymi i dostępnymi w ramach prowadzonej terapii, możliwościami ułożenia ręki w przestrzeni względem oczekiwanych ruchów funkcjonalnych.

### 5.1.1 Aspekty konstrukcyjne, związane z ergonomią i pozycjonowaniem do diagnostyki

Przeprowadzono analizę ergonomiczną projektu, za pomocą, której ustalono wymagany punkt wysokości osi głównej obrotowej (Rysunek 5.1). Ustalono optymalny punkt montażowy końcówek robota na podstawie feedbacku z ośrodków rehabilitacyjnych, dzięki czemu ich ruchomość nie jest w żaden sposób ograniczona.



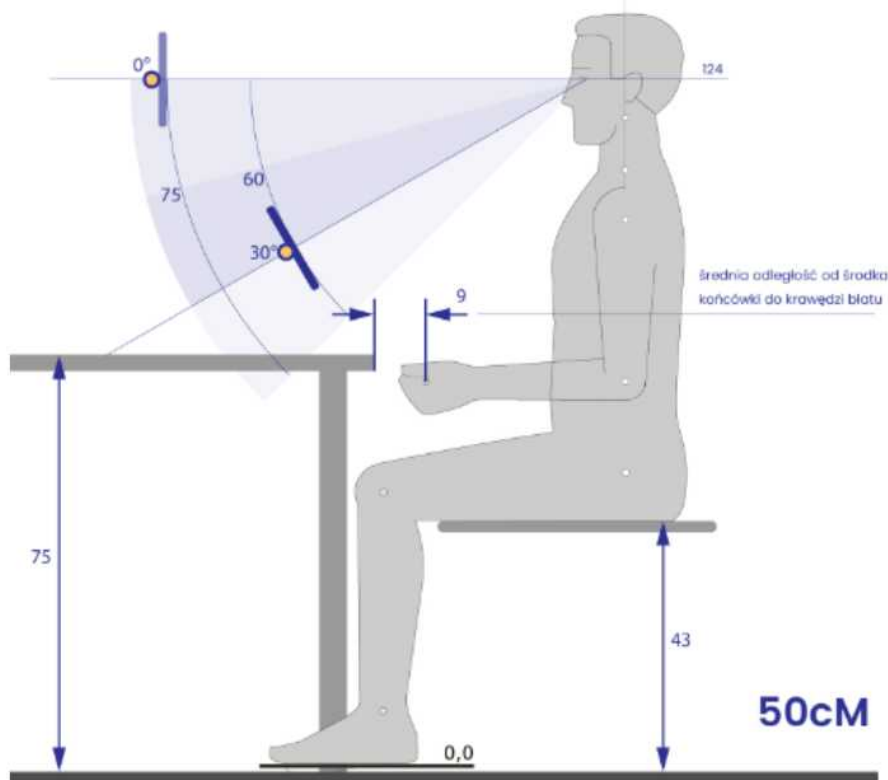
Rysunek 5.1: Przygotowania modelu 3D do analizy ergonomicznej

Proponowane rozwiązanie umożliwia swobodne korzystanie z większości funkcji urządzenia dla pacjentów poruszających się na wózku inwalidzkim - pomijane są funkcje, które w ułożeniu pionowym głowy (np. odkręcanie pokrywki od słoika) pacjent musi stać i stabilizować korpus. Rozwiązanie również uwzględnia osoby trenujące w pozycji siedzącej na zwykłym domowym krześle (Rysunek 5.2), dzięki czemu rehabilitacja również jest jak najbardziej efektywna.

W ramach projektu podjęto decyzję o opracowaniu własnego panelu HMI (Rysunek 5.3), który posiada odpowiedni poziom podświetlenia ekranu, dzięki czemu obraz prezentowany dla pacjenta i operatora jest czytelny nawet w pomieszczeniu o wysokim natężeniu światła [80] [55].

W ramach prac zwrócono uwagę na komfort pacjenta w swobodnym odczytywaniu informacji na ekranie (np. wyświetlanie komend i sygnałów dźwiękowych potrzebne przy





Rysunek 5.2: Symulacja zakresu widzenia dla pacjenta siedzącego - widok od boku

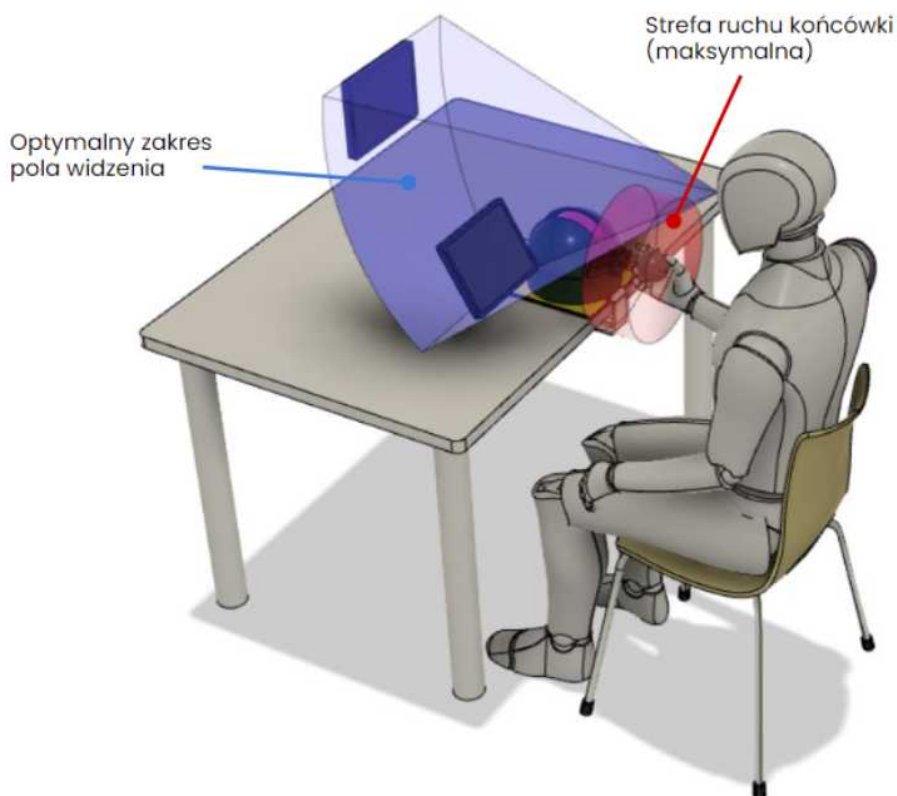
procesie rehabilitacji czy autodiagnostyki). Pacjentom umożliwiono równoczesne prowadzenie podglądu na ekran oraz strefę gdzie operuje ręka rehabilitowana. Taki zabieg ma na celu tworzenia obszarów widoczności (Rysunek 5.3) ręka-oko-ekran [13], gdzie pacjent patrząc na ekran obserwuje komunikaty lub np. grę oraz równocześnie ruchy swojej ręki względem warunków treningu. Odpowiednie orientacje przestrzenne panelu HMI dla treningów w pozycji:

- siedzącej przedniej,
- siedzącej bocznej lewej lub prawej,
- stojącej,

zostały zapewnione przez opracowany w ramach prac nad doktoratem własny wysięgnik (Rysunek 5.4) o określonych stopniach swobody.

Opracowano mechanizmy sferycznego pozycjonowania 3D (Rysunek 5.6) osi wspomaganą oraz systemu mocowania urządzenia (Rysunek 5.5).

Urządzenie ma możliwość regulacji w dwóch osiach ruchowych (Rysunek 5.6) (pionowej w zakresie od  $0^\circ$  do  $90^\circ$  oraz poziomej w zakresie  $-90^\circ$  do  $+90^\circ$ ), ze skokiem rejestrowanym co  $15^\circ$ , ponownie propozycja takiego rozkładu zakresu oraz skoków wynikała z przeglądu literaturowego oraz informacji uzyskanych od odbiorców końcowych.



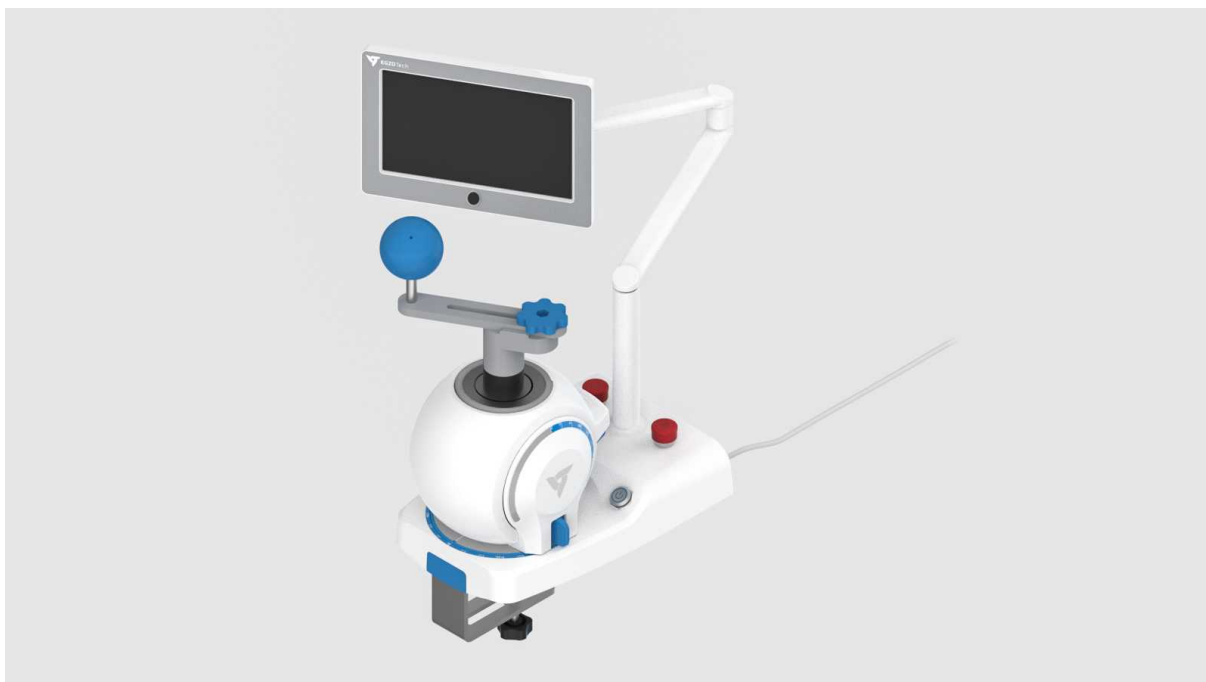
Rysunek 5.3: Symulacja zakresu widzenia dla pacjenta siedzącego - widok izometryczny

Opracowano również moduł elektroniki pozwalający na identyfikację opisywanych pozycji dla obu osi, dzięki czemu umożliwiono prowadzenie diagnostyki w sposób powtarzalny i automatyczny. Wyniki Każdego badania dla danego ROM (Range of Motion) [104] i sił momentu obrotowego oraz sił zacisku są zapisywane do raportu. Każdorazowe odtworzenie warunków jako ROM czy ułożenie głowicy w przestrzeni jest możliwe dzięki automatycznym wskazaniom oprogramowania zarządzającego pracą robota. Oprogramowanie krok po kroku wskazuje użytkownikowi jak ma ustawić robota do przeprowadzenia ponownie pomiaru dla tego samego ułożenia kończyny górnej. Pozwala to osiągnięcie większej wiarygodności analizy wyników terapii, co jest związane ze zmniejszeniem wpływu błędów wynikających z aktywacji innych, niż docelowe, grup mięśni, co zostało opisane w Rozdziale 4 niniejszej pracy.

## 5.1.2 Kończówki terapii zajęciowej

### Rozmiary końcówek terapeutycznych pacjentów

Jednym z bazowych założeń przy projektowaniu robota była możliwość stosowania go przez wszystkie grupy pacjentów (niezależnie od wieku, wzrostu czy stanu zdrowia, czy wagi), biorąc pod uwagę maksymalne dopuszczalne wartości zakładane: waga pacjenta - maksymalnie 150kg oraz waga ramienia: maksymalnie 8,6 kg. Poniżej zanotowano część



Rysunek 5.4: Meissa OT - widok izometryczny

ważniejszych założeń, jakie musiały spełnić poszczególne końcówki pacjenta.

Dla przykładu, na podstawie analizy atlasów antropometrycznych [4] [100] stwierdzono, że zakres regulacji odległości osi robota dla końcówki typu kula o ułożeniu wielosiowym w przestrzeni, niezbędna do umożliwienia ćwiczenia ruchów elementarnych, jest odległość od osi nadgarstka do wnętrza dłoni w zakresie od 8,9 cm do 10,8 cm (wymiar nr 3 na Rysunku 5.7).

Na podstawie tego założenia został przygotowany prototyp końcówki, który pozwolił na wykonywanie ćwiczeń bez konieczności obracania pacjenta bokiem do urządzenia. Taki zabieg jest ważny z punktu widzenia przepinania końcówek pacjenta i ponownego ustawiania pacjenta do nowej pozycji treningowej - terapeuta zyskuje cenny czas na dalsze prowadzenie treningu.

Kończówka kuli została opracowana jako regulacja odległość kuli od osi wspomaganą w zakresie 0 - 12cm, umożliwiając różne ćwiczenia i dopasowanie do różnej długości przedramienia. Kończówki typu dysk mają różne rozmiary (średnice), które pozwalają na ćwiczenia osób z różną wielkością dłoni od dzieci po osoby z 95 centyla męskiego. Założenia projektowe zakładały dopasowanie końcówek dla co najmniej 80% grupy docelowej.

### Rozwiązania usprawniające

W ramach prac zaprojektowane inteligentne szybkozłącze 5.8 dla wymiennych elementów mocujących pacjenta. Rozwiązanie jest oparte o unikalną koncepcję łączenia mechanicznego oraz elektrycznego jednocześnie.

Opracowano obwody drukowane, które umożliwiają identyfikację danej końcówki. Wspomo-



Rysunek 5.5: Meissa OT - widoczny element mocowania do blatu



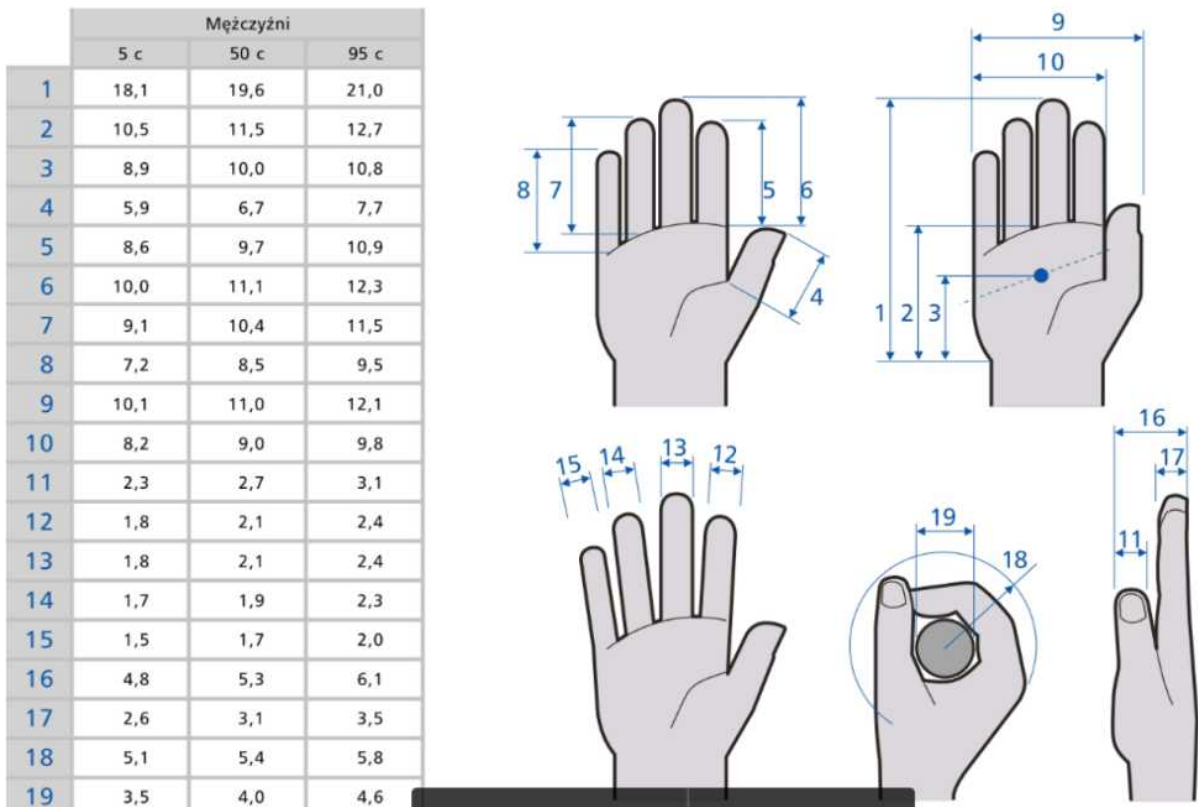
Rysunek 5.6: Meissa OT - przykładowe pozycje ustawienia głowicy robota

mniana identyfikacja umożliwi natychmiastową zmianę parametrów pracy napędu głównego (w zależności czy końcówka posiada dużą lub małą bezwładność). Na Rysunku 5.9 przedstawiono wykrywanie elementów mocujących pacjenta w oprogramowaniu urządzenia Meissa OT.

Dodatkowo obwody drukowane (Rysunek 5.10) końcówek specjalnych (aktywnych) posiadają funkcje pomiarowe, obsługujące belki tensometryczne odpowiadające za prowadzenie pomiaru siły zacisku między palcami pacjentów, które w dalszych pracach badawczych będą wykorzystywane do prowadzenia sekwencyjnego treningu na robocie.

Opracowano własne rozwiązanie elementów stykowych złącznych. Opracowane rozwiązanie wykorzystuje złożone pady o dużej grubości warstwy ściernej, dzięki czemu odporność korozyjna elementów jest wysoka, co zapewnia długi przebieg pracy. W ramach prowadzonych badań stworzono układ odblokowania końcówek (Rysunek 5.11), gdzie mon-

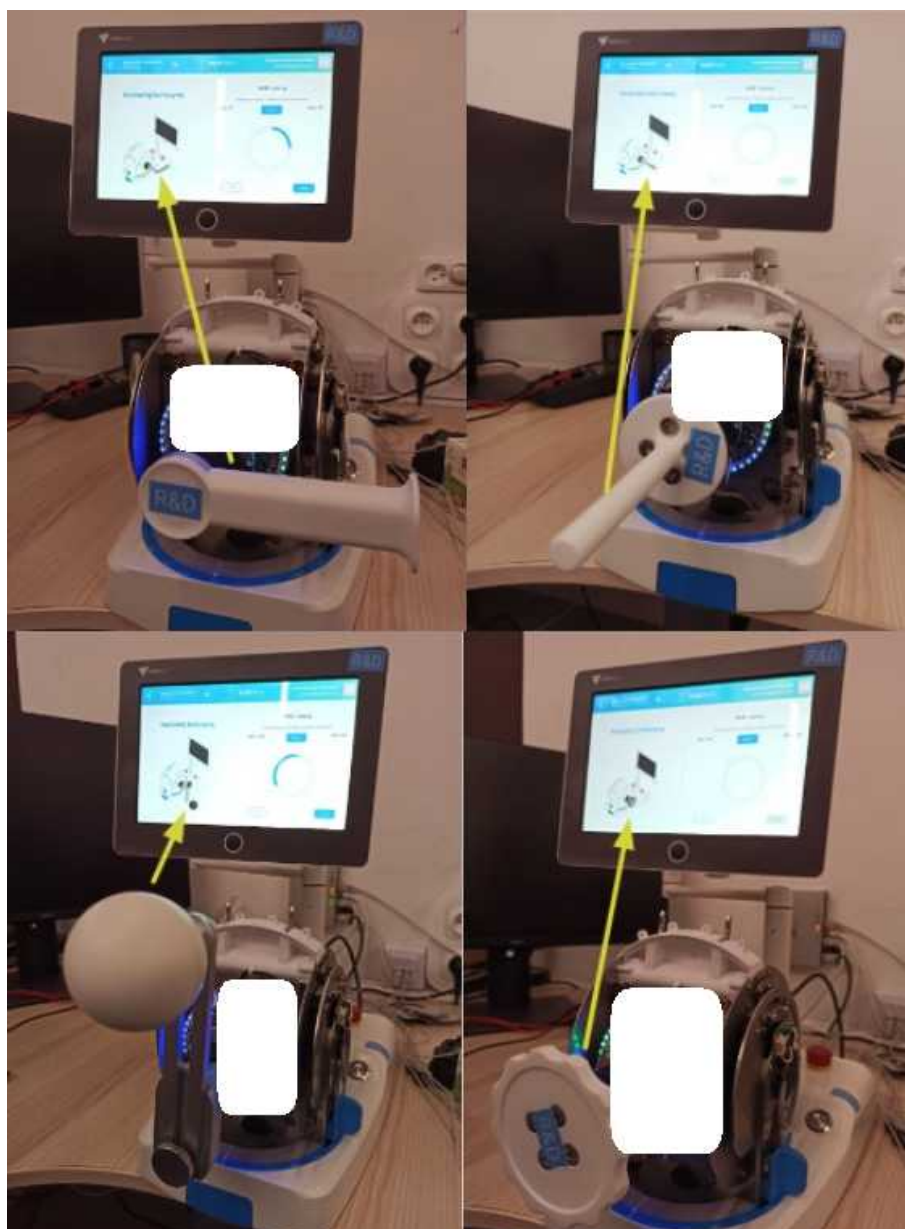
Wymiary ręki: długości, szerokości, grubości, obwody, promienie



Rysunek 5.7: Tablica wymiarowa dla ręki podczas chwytu



Rysunek 5.8: Meissa OT - widok na styki komunikacyjne robota (czerwone zaznaczenie)



Rysunek 5.9: Meissa OT oraz końcówki - wskazana auto identyfikacja końcówek



Rysunek 5.10: Końcówka typu pinchmeter - widok ogólny



Rysunek 5.11: Meissa OT - użytkownik w trakcie demontażu końcówki z robota

taż i demontaż odbywa się za pomocą jednej ręki operatora, przez co, ma on możliwość kontrolowania drugą ręką zachowania pacjenta (np. przypadkowe zachwianie się pacjenta, kontrola jego oparcia o krzesło / fotel) - szczególnie ważne podczas prowadzenia zajęć z pacjentami słabymi.

Końcówka do elementarnego ruchu, którą można wykorzystać przykładowo do poniższych ćwiczeń:

- 1) Pronacja i supinacja [52] przedramienia (Rysunek 5.12).



Rysunek 5.12: Meissa OT - użytkownik podczas treningu z końcówką typu dysk (rozmiar mały) w pozycji siedzącej

- 2) Odchylenie promieniowe i łokciowe nadgarstka [56] (Rysunek 5.13).



Rysunek 5.13: Meissa OT - użytkownik podczas treningu z końcówką typu dysk (rozmiar mały) w pozycji stojącej

- 3) Zgięcie i wyprost nadgarstka [56] (Rysunek 5.14) w ułożeniu frontowym do robota.
- 4) Zgięcie i wyprost nadgarstka [56] (Rysunek 5.15) w ułożeniu bocznym do robota.





Rysunek 5.14: Meissa OT - użytkownik ustawiony frontem do stołu podczas treningu z końcówką typu kula - realizowane zgięcie / wyprost nadgarstka



Rysunek 5.15: Meissa OT - użytkownik ustawiony bokiem do stołu podczas treningu z końcówką typu kula - realizowane zgięcie / wyprost nadgarstka

## 5.2 Robot rehabilitacyjno-diagnostyczny Meissa OT

### 5.2.1 Meissa OT

Meissa OT to wielofunkcyjny robot rehabilitacyjno-diagnostyczny kończyny górnej – urządzenie służy do prowadzenia ćwiczeń rehabilitacyjnych, w tym oceny stanu zdrowia pacjenta. **Ma cztery główne funkcje:**

- Ciągły ruch bierny.
- Ciągły aktywny ruch.
- Pomiar elektromiograficzny i biofeedback.
- Elektryczna stymulacja mięśni.

Robot ze względu na liczne rozwiązania technologiczne, łączące pomysły zawarte w opracowaniach konkurencyjnych, dzięki czemu osiąga większą wielozadaniowość, posiada następujące funkcje:

- Ruch wyzwalany EMG, funkcjonalna stymulacja elektryczna, stymulacja elektryczna wyzwalana przez EMG.
- Końcówki do elementarnych ruchów dłoni i palców.
- Robot jest łatwy w użyciu z szybkością i prostą wymianą końcówek podczas serii treningowych.
- Urządzenie mocowane do blatu i umożliwia łatwe dopasowanie osi ruchu obrotowego do pacjenta.
- Wstępnie ustawione protokoły terapeutyczne i gry terapeutyczne.
- Programy do terapii domowej.
- Szeroka praca wysięgnika ekranu, umożliwiająca pracę w pozycji frontowej i bocznej siedzącej oraz stojącej dla 90 centyla.

Na rzecz prostej identyfikacji wizualnej, robot Meissa OT można podzielić na następujące moduły:

- Platforma urządzenia - wraz z systemem mocowania, mocowana do blatu stołu,
- Część robocza urządzenia - może być obracana względem platformy w poziomie w zakresie od  $-90^\circ$  do  $90^\circ$  oraz w pionie w zakresie od  $0^\circ$  do  $90^\circ$ ,
- Wyświetlacz dotykowy,

- Zestaw końcówek do terapii zajęciowej,
- Zestaw końcówek do ruchów elementarnych.

Terapia prowadzona jest poprzez ocenę zakresu ruchu i/lub siły i/lub umiejscowienie elektrod EMG lub EMS oraz rodzaj programu oceny lub ćwiczenia. Urządzenie przeznaczone jest do przeprowadzania zabiegów rehabilitacyjnych w pozycji siedzącej, leżącej lub stojącej. Sterowanie robotem odbywa się za pomocą ekranu dotykowego wyposażonego w odpowiednie oprogramowanie dedykowane do urządzenia. Urządzenie można zamontować do blatu stołu.

W ramach prac nad robotem udało się opracować unikalne rozwiązania, które zostały zarejestrowane jako zgłoszenia patentowe, gdzie wkład to opracowanie koncepcji wynalazku w oparciu o badania rynku, przeprowadzenie i nadzór nad pracami badawczo rozwojowymi, pisanie zgłoszenia patentowego:

- Wniosek patentowy na wynalazek pt. “Robot rehabilitacyjny” pod numerem zgłoszenia wg. UPRP: P.445950.

Dane techniczne znamionowe robota Meissa OT opracowanego w ramach badań i prac wdrożeniowych, zamieszczone w tabeli 5.1 poniżej.

### 5.2.2 Odbiorcy

W ramach prac badawczych nad robotem oraz jego przeznaczeniem, można wyspecyfikować konkretną formułę dla jakiej odpowiada robot. Mianowicie jest to wielofunkcyjny robot rehabilitacyjny kończyny górnej – urządzenie do ćwiczeń rehabilitacyjnych przeznaczony do celów medycznych rehabilitacji i fizjoterapii, w tym terapii i oceny stanu pacjenta. Meissa OT jest przeznaczona do fizjoterapii i terapii zajęciowej, w celu:

- Zwiększenia siły mięśni.
- Zwiększenia zakresu ruchu kończyny.
- Zwiększenia koordynacji.
- Relaksacji skurczów mięśni.
- Ponownej nauki dobrowolnych funkcji motorycznych kończyn.
- Reedukacji i relaksacji mięśni.
- Uśmierzania i leczenia bólu.

Tabela 5.1: Meisa OT - parametry techniczne

WYMIARY I WAGA (BEZ AKCESORIÓW)	
Długość całkowita	347 mm (pozycja transportowa)
Szerokość całkowita	294 mm (pozycja transportowa)
Wysokość całkowita	485 mm (pozycja transportowa)
Masa całkowita	maksymalnie 13 kg
ŚRODOWISKO	
Temperatura pracy	od 10°C do 40°C
Wilgotność robocza	5% do 95% RH, bez kondensacji
Maksymalna wysokość operacyjna	3 000 m n.p.m.
Chłodzenie	konwekcyjne
Ochrona przed wnikaniem cieczy i cząstkami stałymi	IP21
Mobilność	Przenośny
Rodzaj pracy	Ciągły, sterowany programowo
INNE	
Zasilanie	100-240 VAC, 50/60 Hz uziemione PE, wewnętrzne
Wymagany prąd	maksymalnie 2.2 A przy 240 VAC, w tym panel HMI
Zastosowany typ części	BF
Klasa ochrony przed porażeniem prądem	klasa I
Zastosowane bezpieczniki	4A (T4AL250V)
Zastosowany typ części	BF
Komunikacja	przewodowa i bezprzewodowa (WiFi, Bluetooth), USB
ROZMIARY PACJENTA	
Waga pacjenta	maksymalnie 150 kg
Waga ramienia	maksymalnie 8.6 kg
WŁASNOŚCI MECHANICZNE	
Prędkość 120 st/s	120 °/s
Moment obrotowy	16 Nm
Dokładność pomiaru momentu obrotowego	±0,05 Nm
Dokładność pomiaru goniometru	±2°
ELEKTROMIOGRAFIA	
Kanały pomiarowe elektromiografii	do 4, jednoczesne próbkowanie
Szum linii podstawowej	<0.5 V RMS
Szum wejściowy	10Vpp (10 sekund surowych danych)
Zmierzony zakres napięcia	-0.6 V do 0.6 V
Wzmocnienie Meisa OT	1
Częstotliwość próbkowania	Do 1 000 próbek na sekundę na kanał
Rozdzielczość wewnętrzna	24-bitowa
CMRR	-73dB
Impedancja wejściowa	10M
STYMULACJA ELEKTRYCZNA	
Kanały stymulacji elektryczne	do 4, sekwencyjnie
Przebiegi i typy	niskoczęstotliwościowe, dwufazowe i bezprądowe impulsy prostokątne, trójkątne i trapezowe, wyzwalane elektromiografią
Maksymalne napięcie wyjściowe i prąd	50 V / 100 mA przy 500
Dokładność generowania przebiegów	±0.5% pełnej skali
Rozdzielczość wyjściowa	16-bitowa
Częstotliwość próbkowania	do 1000 próbek na sekundę
Impedancja obciążenia	500 - 2000

Robot używany podczas fizjoterapii i terapii zajęciowej z wykorzystaniem stymulacji elektrycznej, w celu:

- Zwiększenia zakresu ruchu kończyn za pomocą EMS.
- Relaksacji skurczów mięśni za pomocą EMS.
- Reedukacji i relaksacji mięśni za pomocą EMS.
- Ponownej nauki dobrowolnych funkcji motorycznych kończyn za pomocą EMS.
- Zwiększenia lokalnego krążenia krwi.
- Natychmiastowej stymulacji pooperacyjnej w celu zapobiegania zakrzepicy żyłnej.
- Zapobiegania lub opóźniania atrofi spowodowanej nieużywaniem.
- Łagodzenia i leczenia bólu za pomocą EMS.

Meissa OT, ze względu na swoją wszechstronność jest w stanie dla procesu diagnostyki lub testów wykonać następujące czynności:

- Ocenic unerwienie mięśni za pomocą elektromiografii powierzchniowej,
- Ocenic zakres ruchu.
- Ocenic sztywność kończyn i spastyczność.
- Ocenic maksymalną siłę mięśni.
- Ocenic męczliwość.

### 5.2.3 Grupy pacjentów

Meissa OT jest przeznaczona do stosowania przez wszystkie grupy pacjentów (niezależnie od ich wieku, wzrostu czy wagi) z uwzględnieniem maksymalnych dopuszczalnych wartości podanych w instrukcji obsługi. Ze względu na ograniczenia ruchowe, pacjenci są dzielone wg skali Lovetta'a w następujący sposób:

- Pacjenci o ograniczonej sprawności ruchowej (do użytku zewnętrznego) - pacjenci z możliwym znacznym upośledzeniem ruchomości i brakiem czucia w kończynach, pacjenci z upośledzeniem na poziomie 0-2 w skali Lovette'a, nawet z trudnościami w prawidłowym określeniu możliwej siły mięśniowej ze względu na tak dużą utratę mobilności.
- Pacjenci o ograniczonej sprawności ruchowej (do użytku zewnętrznego) - pacjenci z upośledzeniem ruchowym powyżej 3 stopnia w skali Lovette'a.

## 5.3 Automatyizacja procesów diagnostycznych

Automatyczna diagnostyka pacjentów to szerokie i skomplikowane w realizacji zadanie, ponieważ wymaga działań na poziomie [36]:

- opracowania dedykowanego lub wysoce adaptacyjnego hardware-u pod kończyny,
- opracowania dedykowanego oprogramowania, które będzie w stanie komunikować się z fizjoterapeutą, a przede wszystkim z pacjentem, który może okazjonalnie trenować na urządzeniu. A więc nie będzie miał czasu aby precyzyjnie się z nim zapoznać,
- opracowania dedykowanego firmware'u, który będzie w stanie wykorzystywać maksymalnie akwizycję danych z dostępnych sensorów robota,
- intuicyjnego i przyjemnego używania całego rozwiązania na rzecz wsparcia i pomocy pacjentom.

W ramach prowadzonych prac, możemy wydzielić szczególne elementy wspomagające (większość została opisana w rozdziałach i sekcjach wyżej) funkcję auto diagnostyki oceny stanu pacjentów realizowane za pomocą robota Meissa OT:

- identyfikowalne przez układ elektroniczny ułożenie głowicy robota w zakresie pionowym (górną-dół,  $0^\circ$  do  $+90^\circ$ ),
- identyfikowalne przez układ elektroniczny ułożenie głowicy robota w zakresie poziomy (lewo-przód-prawo,  $-90^\circ$  do  $+90^\circ$ ),
- wyświetlany na froncie robota, ustawiony kątowny zakres ruchomości za pomocą obręczy składającej się z poszczególnych diód LED,
- komunikacja realizowana po stronie oprogramowania, wskazując i prowadząc krok po kroku, jakie czynności wykonać aby przystąpić do pomiarów,
- kalibracja i walidowanie funkcji pomiarowych sensorów - dzięki czemu prowadzenie diagnostyki na dowolnym robocie dla tego samego pacjenta jest wymierne,
- automatycznie generowany raport po pomiarowy, w którym zawarta jest informacja o ułożeniu kończyny, typie stosowanej końcówki, zakresie ROM, ułożeniu głowicy względem pacjenta, etc.

Nawiązując do tematu doktoratu, autodiagnostyka [11] [23] [17] [9] wymaga rozpatrywania wielu punktów związanych z przeprowadzeniem oceny stanu zdrowia pacjenta. Przykładowo, wnioski otrzymane z pomiarów w stawie łokciowym (Rozdział 4) dowodzą, że stosowanie podparcia łokciowego podczas pomiarów w ręce ma wpływ na otrzymywane wartości RMS EMG. Tym samym protokoły badawcze, które zostały opisane poniżej

Tabela 5.2: Protokół programu terapeutycznego i auto diagnostyki dla "Chwyć i puść"

Nazwa programu	Chwyć i puść		
Dostępne końcówki	Śrubokręt, kula, klucz		
Wskazania	Pomaga ponownie nauczyć się dobrowolnych skurczów ruchowych podczas chwytu		
Kanały	1	2	3
Mięśnie	Prostowniki nadgarstka	Zginacze palców	Zginacz kciuka
Czas fazy plateau [s]	10	7	4
Opóźnienie [s]	0	3	6
Czas trwania ćwiczenia [min] - program FES	20		
Ilość powtórzeń (tylko FES wyzwalany EMG)	10		
Częstotliwość [Hz]	* Ochrona danych wrażliwych		
Czas trwania impulsu [s]/fazę	* Ochrona danych wrażliwych		
Czas narastania [s]	1		
Czas odpadania [s]	1		
Czas przerwy [s]	10		
Zalecenia dotyczące terapii	2 do 3 x dziennie		

wymagają od specjalisty zapisywania informacji w jaki sposób pacjent został ułożony na fotelu. Robot Meissa OT nie ma możliwości weryfikowania czy ramię pacjenta zostało podparte, można próbować wdrażać i testować rozwiązania, które mogłyby szacować czy dane wartości uzyskiwane na kontrolach mieszczą się w dopuszczalnych odchyleniach standardowych. Również na rzecz rozwoju produktu i zwiększenia odporności na błędy, można wprowadzić kontrolę podczas protokołu diagnostycznego, która mogła by polegać na przedstawieniu grafiki wskazującej prawidłowe ułożenie ręki w raz z podparciem, gdy będą realizowane pomiary tylko i wyłącznie w obrębie ręki. W ramach prac rozwojowych opracowano różne protokoły programów terapeutycznych i autodiagnostyki, m. in:

- Protokół programu dla "Chwyć i puść" przedstawiony w Tabeli (Table 5.2).
- Protokół programu dla "Otwórz i zamknij rękę" przedstawiony w Tabeli (Table 5.3).

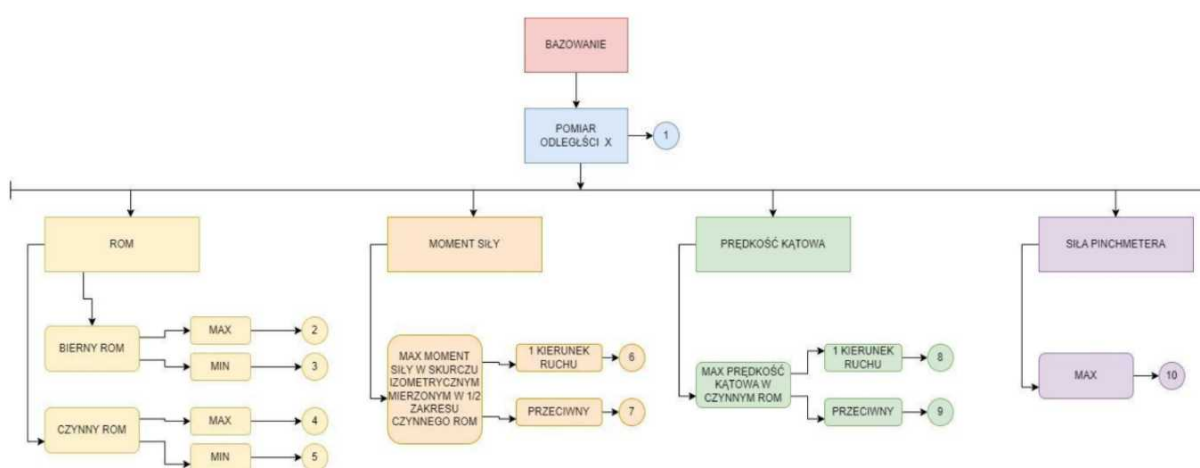
Dodatkowo, fizjoterapeuta podczas procesu ustawiania treningu lub diagnostyki na robocie jest prowadzony za pomocą zaimplementowanego protokołu "bazowania" (Rysunek 5.16), które umożliwia automatyczne przygotowanie się do pomiarów lub treningu.

Opracowane zostały następujące automatyczne programy terapeutyczne:

- **Ciągły ruch pasywny (CPM)**
  - Regularny - ciągły ruch pasywny (CPM) to standardowe ćwiczenie terapeutyczne, w którym Meissa OT przykłada ustawiony moment obrotowy, poruszając statycznego pacjenta przez ustalony zakres ruchu z ustawioną maksymalną

Tabela 5.3: Protokół programu terapeutycznego i auto diagnostyki dla "Otwórz i zamknij rękę"

Nazwa programu	Otwórz i zamknij rękę		
Wskazania	Pomaga ponownie nauczyć się dobrowolnych skurczów ruchowych podczas chwytu		
Kanały	1	2	3
Mięśnie	Prostowniki kciuka i palca	Zginacze palców	Zginacz kciuka
Czas fazy plateau [s]	6	8	6
Opóźnienie [s]	0	3	6
Przerwa [s]	20	10	10
Czas trwania ćwiczenia [min] - program FES	20		
Ilość powtórzeń (tylko FES wyzwalany EMG)	10		
Częstotliwość [Hz]	* Ochrona danych wrażliwych		
Czas trwania impulsu [s]/fazę	* Ochrona danych wrażliwych		
Czas narastania [s]	1		
Czas odpadania [s]	1		
Zalecenia dotyczące terapii	2 do 3 x dziennie		



Rysunek 5.16: Szablon protokołu bazowania



prędkością. Po osiągnięciu maksymalnej wartości zakresu ruchu CPM zmienia kierunek przyłożonego momentu obrotowego i poprowadzi kończynę pacjenta w innym kierunku. Podczas CPM pacjent powinien pozostać nieruchomy.

- Progresywny - podobnie jak zwykle ćwiczenie CPM, progresywny CPM również stosuje zadany moment obrotowy, poruszając nieruchomego pacjenta z ustaloną maksymalną prędkością, ale zakres ruchu rozpoczyna się w określonym punkcie i jest stopniowo rozszerzany. Terapeuta może ustawić przyrosty zakresu ruchu oraz pozycję wyjściową ruchu. Podobnie jak w zwykłym CPM, po osiągnięciu maksymalnej wartości zakresu ruchu, progresywny CPM zmienia kierunek przyłożonego momentu obrotowego i poprowadzi kończynę pacjenta w innym kierunku. Podczas Progressive CPM pacjent powinien pozostać nieruchomy.

- **Ciągły aktywny ruch (CAM)**

- Dynamiczna zwrotność ciągła - Continuous active motion (CAM) [63] to ćwiczenia, w których Meissa OT zapewnia dynamiczny opór (oparty na przyłożonym momencie obrotowym) i pozwala pacjentowi na swobodne poruszanie się w całym zakresie ruchu. Dynamiczne odwrócenie uzyskuje się, gdy pacjent dobrowolnie uczestniczy w dynamicznej i szybkiej zmianie kierunku ruchu po osiągnięciu końca zakresu ruchu. Dzięki takim ćwiczeniom można dokonać oceny maksymalnej siły mięśniowej.
- Podnoszenie ciężarów - Meissa OT zapewnia możliwość wykonywania ćwiczeń izotonicznych ze stałym momentem obrotowym w określonym kierunku (w kierunku środka ciężkości).
- Opór sprężysty [37] - Meissa OT zapewnia stopniowo rosnący moment obrotowy, począwszy od punktu startowego, aż mnożnik momentu obrotowego osiągnie maksymalny moment określony podczas konfiguracji.

- **Propriocepcja**

- Propriocepcja to zmysł, który pozwala nam określić położenie i odczuwanie ruchu części własnego ciała bez kontroli wzrokowej. Głębokie wyczuwanie, choć nieświadomie, jest również niezbędne w wykonywaniu codziennych czynności. Od 2000 roku wraz z eksterocepcją – czyli powierzchownym doznaniem – stanowi integralną część procesu kierowania percepcją.
- Zmysł propriocepcji pełni bardzo ważną rolę w funkcjonowaniu człowieka - jest składową procesu odczuwania ruchu w stawach ( kinestezja ) oraz odczuwania pozycji stawu podczas ruchu biernego i czynnego.

- Zmysł propriocepcji można przedstawić jako centralne (OUN) zarządzanie procesem zbierania i przetwarzania informacji czuciowych wstępująco-aferyentnych, gromadzonych na obwodzie przez receptory zwane proprioceptorami.
- Wrzeciona mięśniowe, aparat Golgiego i receptory stawowe, które są niskoprogowymi mechanoreceptorami osadzonymi w torebkach stawowych, są postrzegane jako główne przetworniki służące do zbierania informacji proprioceptywnych - reagują na tempo rozciągania.
- **TTDPM (próg wykrywania ruchu pasywnego)**
  - Próg detekcji prędkości kątowej dla pasywnej detekcji ruchu - określenie czułości układu ruchu poprzez znalezienie najmniejszej odczuwalnej prędkości kątowej ruchu interpretowanej jako odczucie ruchu.
- **JPR (reprodukcja wspólnej pozycji)**
  - Odtworzenie pozycji ustawienia kąтового stawu ustawionej wcześniej jako test, znanej również jako regulacja pozycji stawu:
    - \* A - pasywne lub aktywne warunki (pasywne lub aktywne)
    - \* B - ipsilateralny lub kontralateralny ( identyczny lub kontralateralny)
- **AMEDA (Ocena Dyskryminacji Zakresu Ruchu Aktywnego)**
  - Umiejętność rozróżnienia pozycji kąтового zakresu ruchu (ROM) w stawie pomiędzy różnymi ustawieniami.
- **Odtworzenie prędkości kątowej ruchu**
  - Ćwiczenie polega na odtworzeniu prędkości kątowej ruchu kończyny górnej przez pacjenta.
- **Powtórzenie osiągniętych sił mięśniowych/momentów sił mięśniowych**
  - Ćwiczenie polega na powtarzaniu przez kończynę pacjenta osiągniętych sił mięśniowych lub momentów sił mięśniowych.
- **Wykorzystanie biofeedbacku opartego na EMG**
  - EMG umożliwia operatorom ocenę aktywności EMG mięśni powierzchniowych oraz umożliwia pacjentom wykonywanie prostych ćwiczeń z biofeedbackiem EMG. Tryb biofeedback EMG umożliwia również gry z biofeedbackiem sterowane sygnałami EMG. W przypadku gier EMG Biofeedback pacjent musi kontrolować grę poprzez skurcze mięśni. Istnieją różne poziomy trudności i samouczki, które poprowadzą pacjenta przez grę. Każdy kanał EMG ma dwa

wejścia różnicowe: dodatnie „+” i ujemne „-”. Dla każdego programu EMG użytkownik będzie potrzebował co najmniej 3 podłączonych elektrod. Jedną z tych elektrod jest elektroda odniesienia. Elektrode odniesienia można podłączyć do dowolnej części powierzchni skóry, która nie jest w trakcie diagnozy lub nie jest częścią rutynowego treningu. Im bliżej mierzonego kanału będzie elektroda odniesienia, tym mniej będzie zakłóceń elektromagnetycznych. Ułożenie dodatniego „+” i ujemnego „-” odprowadzenia tego samego kanału powinno być w tej samej odległości od siebie na każdym treningu i powinno być umieszczone na środku głowy monitorowanego mięśnia, z każdym odprowadzeniem elektrod skierowanym w przeciwną stronę ścięgna.

- **EMG — ruch wyzwalany**

- Trening wyzwalany EMG to trening wykorzystujący technologię wykrywania bardzo małych elektrycznych sygnałów EMG, które wciąż można zmierzyć, aby zainicjować ćwiczenie z końcówką. Ta grupa treningów pomaga pacjentom po udarze mózgu i innych schorzeniach neurologicznych, których aktywność mięśniowa nie wystarcza do generowania ruchu w stawie, ale mięsień nie jest zdegenerowany z możliwością odbudowy swojej aktywności.

- **Programy z udziałem EMS (elektrostymulacji)**

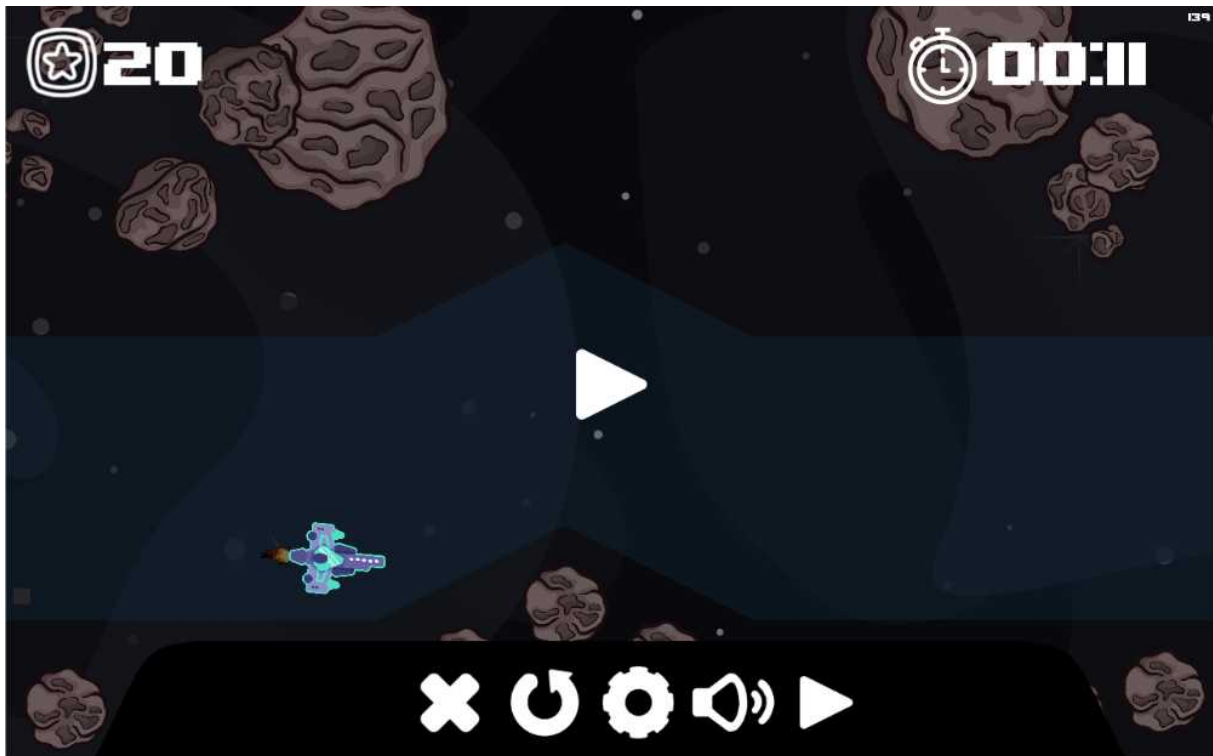
- Ciągły ruch pasywny (CPM) + EMS.
- Izokinetyczny CAM + EMS.
- Trening izometryczny + EMS.

## 5.4 Gry rehabilitacyjne oraz komunikacja na linii robot - pacjent

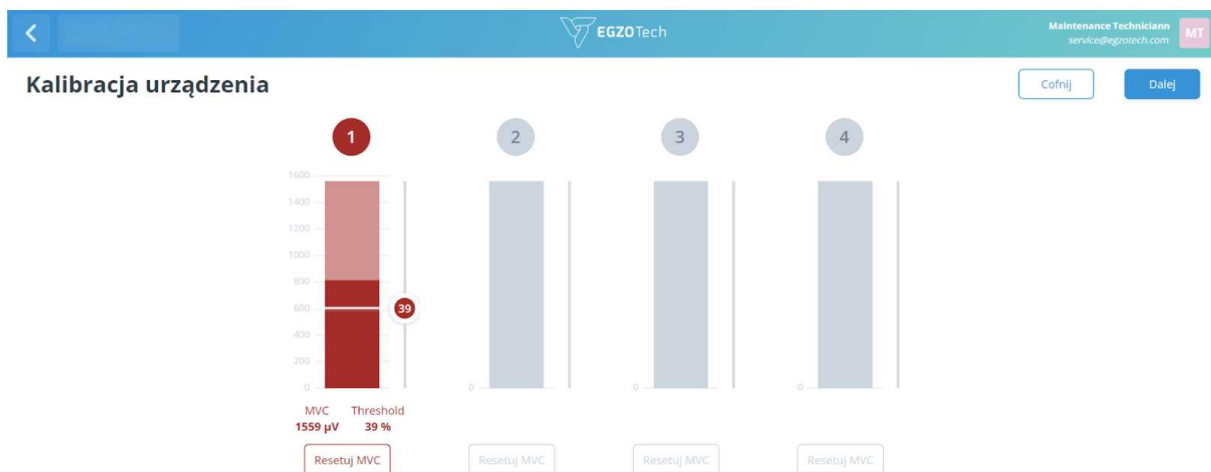
Dla opracowanego robota zostały zaprojektowane i zaimplementowane gry rehabilitacyjne. Przykładowa gra "Cosmic Mission" została pokazana na Rysunku 5.17.

Gry posiadają możliwość sterowania zarówno na podstawie sygnału elektromiograficznego (Rysunek 5.18) jak i na podstawie wartości pozycji kątowej. Opisywana wartość pochodzi z enkodera obrotowego głównej osi robota. Przykładowo, gdy dla danego pacjenta, ustawimy ROM prawej ręki dla pronacji / supinacji w zakresie  $0^\circ$  do  $90^\circ$  to ruch statku góra-dół mieszczący się w obrębie np. 600 pikseli jest wprost proporcjonalnie skalowany. Tzn.  $0\text{px} = 0^\circ$  oraz  $600\text{px} = 90^\circ$ .

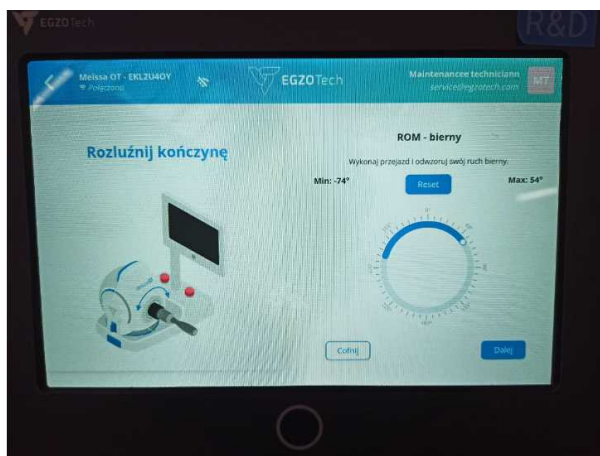
Przykładowe ekran z procesu kalibracji zakresu ruchomości został zaprezentowany na Rysunku (Rysunek 5.19).



Rysunek 5.17: Screen z przebiegu gry "Cosmic Mission".



Rysunek 5.18: Proces kalibracji gry EMG pozwalający na dobór odwzorowania skurczu w trakcie rozgrywki.



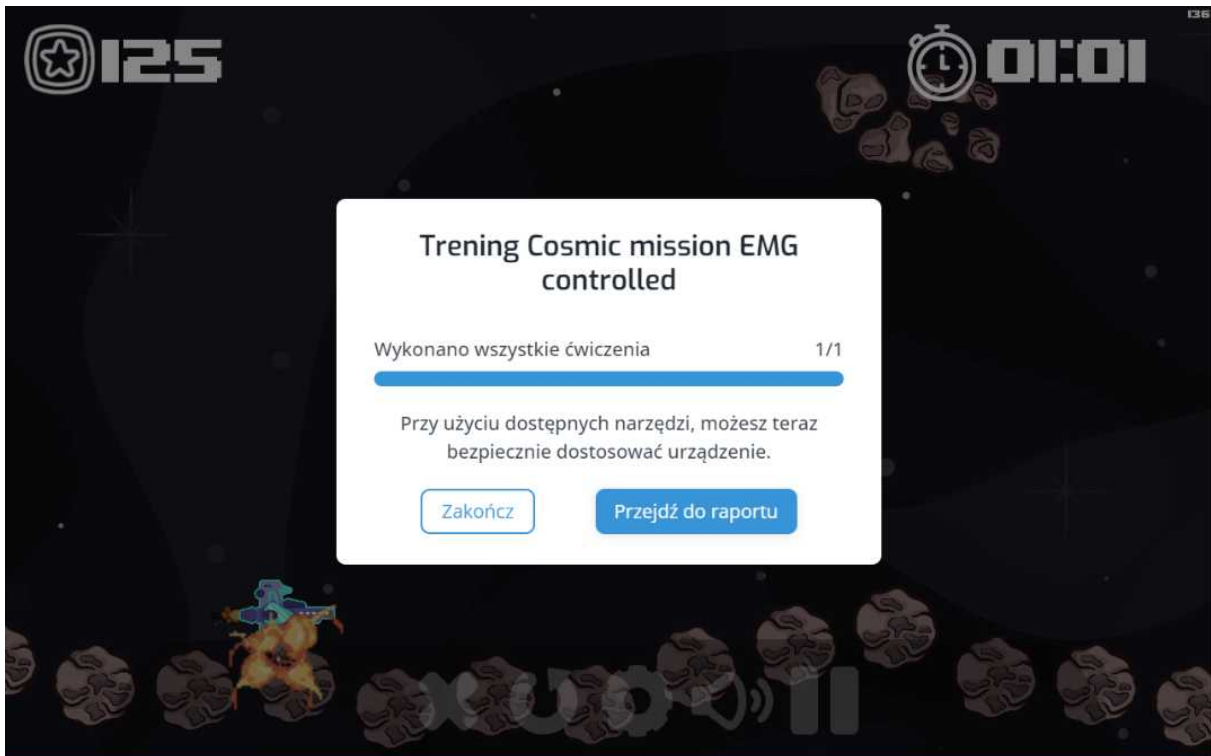
Rysunek 5.19: Zdjęcie ekranu w czasie ustawienia zakresu ruchomości (pozycji) pacjenta do gry dynamometrycznej.

Gdy gra zostanie zakończona, pojawia się komunikat dla użytkownika, gdzie możliwe jest wygenerowanie raportu (Rysunek 5.20) z przebiegu całego treningu. Każdy raport jest indywidualnie przypisany do danego pacjenta. Gdyż przed każdorazowym użyciem robota przez pacjenta, fizjoterapeuta jest zobligowany do utworzenia karty pacjenta. Dzięki temu każdy kolejny trening można zapisywać lub odtwarzać dla danego pacjenta, za pomocą wywołania danej karty pacjenta. Jest to wygodna opcja dla fizjoterapeuty ponieważ jest w stanie śledzić postępy w rehabilitacji pacjenta. Zwłaszcza jeżeli fizjoterapeuta podczas procesu rehabilitacji danego pacjenta się zmieni, to jest w stanie podglądać wartości jakie uzyskiwał wcześniej pacjent i odnieść się do nich. Taki zabieg powoduje, że ocena stanu pacjenta jest możliwa do dokonania przez dowolnego fizjoterapeutę.

### Haptyka w robocie

Robot rehabilitacyjno-diagnostyczny Meissa OT posiada wbudowany wewnątrz czujnik momentu obrotowego, zainstalowany na głównej osi obrotowej urządzenia. Aby móc uzyskać jak największą czułość urządzenia na dotyk, który jest odbierany jako moment obrotowy (np. symulacja obrócenia małego klucza od drzwi), opracowano autorskie rozwiązanie. Wspomniany sensor, w funkcjonowaniu całościowym urządzenia odpowiada za odczytywanie intencji ruchu pacjenta, która może być wspomagana. Minimalna wartość siły przyłożona na dowolnie zainstalowaną końcówkę poza jej osią obrotu, będzie powodować obrót w kierunku zgodnym z przyłożoną siłą. Lub w zależności od ustawionego programu będzie pracować np. oporowo, gdzie w zależności od wielkości wartości przyłożonej siły, opór będzie coraz większy. Dzięki takiemu rozwiązaniu robot jest samo adaptującym się rozwiązaniem, które w sposób ciągły odpowiada na zachowanie pacjenta podczas treningu.

Dodatkowo robot może być wyposażony w zewnętrzne czujniki siły, które za pomocą komunikacji wykorzystującej protokół UART lub sieć CAN, dostarczają do robota in-



Rysunek 5.20: Ekran zakończenia gry sterowanej sygnałem EMG.

formacje o wartościach sił. Przykładem takiego rozwiązania jest końcówka Pinchmeter (opisana dalej w sekcji 4.4.1), która została opracowana jako symulująca elementy typu: klucz do drzwi, karta kredytowa, talerz, sztuciec, itp. Robot w ramach opracowanych schematów postępowania, może nacisk wywołany na końcówkę interpretować w różny sposób, przykładowo odpowiednia siła zacisku wywoływana przez palce pacjenta na końcówkę, odczytuje jako gotowość prawidłowego chwytu do dalszej sekwencyjnej pracy, np. możliwość wykonania ruchu obrotowego. W takim przypadku robot wspomaga odtworzenie sekwencji, znaną z aktywności dnia codziennego (ADL [6]), chwyć - zaciśnij - obróć - puść. W przypadku pacjentów z problemami otwarcia ręki robot przetwarzając informacje o zacisku może podjąć decyzję o wykorzystaniu wbudowanego elektrostymulatora mięśni (EMS), który jest podłączony za pomocą elektrod do ręki trenowanej pacjenta. Przykładowo, przy braku reakcji po sekwencji "puść" w czasie 2 sekund od komunikatu, który pojawił się na ekranie dla użytkownika. Robot wysła impuls za pomocą EMS aby pobudzić mięśnie do otwarcia ręki.

## 5.5 EXT OT - Kończówki opracowane lub zaprojektowane do weryfikacji ruchomości urządzenia

EXT (kończówka robota) OT (terapia zajęciowa) to wewnętrzny skrót dla rodziny akcesoriów stosowanych w Meissa OT, które umożliwiają wykonywanie ćwiczeń dla różnych



Rysunek 5.21: Końcówka typu pinchmeter - duża

typów chwytu, ułożenia i wielkości ręki. Poniżej zamieszczono opisy końcówek robota opracowane dla urządzenia Meissa OT.

### 5.5.1 Końcówka: Pinchmeter - duża

Końcówka Pinchmeter (Rysunek 5.21) posiada zabudowaną belkę tensometryczną oraz niezależny układ pomiarowy PCB, który przetwarza informacje bezpośrednio z czujnika, za pomocą końcówki możemy ocenić:

- Siłę i zmęczenie chwytu szczypcowego.
- Testowanie siły obustronnej.
- Zakres ruchu (ROM).

Przykładowe treningi jakie możemy realizować za pomocą końcówki to:

- Przeciwwstawianie palców.
- Szkolenie sekwencyjne - chwytanie, obracanie, puszczenie.
- Koordynacja oko-ręka.

### 5.5.2 Końcówka: Śrubokręt lub kłamka z funkcją pomiarową

Końcówka (Rysunek 5.22) w kształcie litery L (klamka) lub I (śrubokręt) z regulacją, która pozwala na zmianę jej kształtu, umożliwiającym bardziej złożone ruchy. Część chwytana może być ustawiana pod dowolnym kątem (od 0° do 90°), co daje możliwość ćwiczenia dla różnych sposobu chwytu końcówki, za pomocą końcówki możemy ocenić:

- Siłę chwytu i zmęczenia.
- Zakres ruchu (ROM).



Rysunek 5.22: Końcówka typu śrubokręt lub klamka z funkcją pomiarową

Przykładowe treningi jakie możemy realizować za pomocą końcówki to:

- Obracanie (pronacja / supinacja).
- Obracanie (zgięcie / wyprost w małym zakresie ROM nadgarstka).
- Trening sekwencyjny: trzymanie, obracanie, puszczenie.
- Koordynacja oko-ręka.

### 5.5.3 Końcówka: Kubek

Końcówka w kształcie kubka (Rysunek 5.23), który jest zainstalowany na osi obrotowej umożliwi bardziej złożone ruchy. Część chwytana może być ustawiana pod dowolnym kątem, co zapewnia ćwiczenia dla różnorodnych ruchów, za pomocą końcówki możemy ocenić:

- Siłę chwytu i zmęczenia.
- Zakres ruchu (ROM).
- Weryfikować postawę ciała z użyciem EMG jako sprzężenia zwrotnego (przede wszystkim dla pozycji stojącej).

Przykładowe treningi jakie możemy realizować za pomocą końcówki to:

- Ruchy funkcjonalne (wykorzystujące prace całego ramienia).
- Ruchy okrężne.
- Trening sekwencyjny: trzymanie, obracanie, puszczenie.
- Koordynacja oko-ręka.





Rysunek 5.23: Końcówka typu kubek

#### 5.5.4 Końcówka: Dysk (rozmiar: pediatryczna, mała, średnia, duża)

Końcówki typu dysk (Rysunek 5.24) służą, do pracy stawu promieniowo-nadgarstkowego głównie na odwodzeniu oraz przywodzeniu. Ten typ końcówki jest stosowany w robocie z głowicą ustawioną do góry przede wszystkim dla pacjentów stojących. Dzięki temu ułożenie jest odzwierciedleniem czynności dnia codziennego, za pomocą końcówki możemy ocenić:

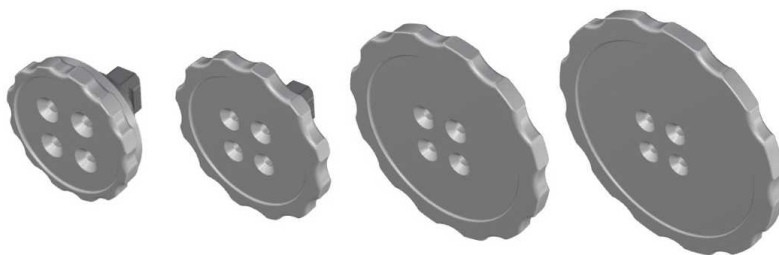
- Siłę chwytu i zmęczenia.
- Zakres ruchu (ROM).

Przykładowe treningi jakie możemy realizować za pomocą końcówki to:

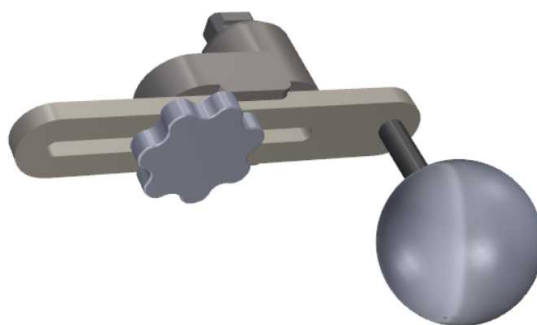
- Ruchy funkcjonalne (wykorzystujące prace całego ramienia).
- Ruchy okrężne.
- Trening sekwencyjny: trzymanie, obracanie, puszczenie.
- Koordynacja oko-ręka.
- Ruchy odwodzenia / przywodzenia.

#### 5.5.5 Końcówka: Kula

Końcówka z zakończeniem w formie kuli (Rysunek 5.25), jest uniwersalnym akcesorium, ponieważ można na niej realizować chwyt ręki w wielu pozycjach, jest to szczególnie istotne podczas pracy z pacjentami posiadającymi znaczne deformacje lub zniekształcenia ręki, za pomocą końcówki możemy ocenić:



Rysunek 5.24: Końcówka: Dysk (rozmiar od lewej: pediatryczna, mała, średnia, duża)



Rysunek 5.25: Końcówka typu kula

- Siłę chwytu i zmęczenia.
- Zakres ruchu (ROM).

Przykładowe treningi jakie możemy realizować za pomocą końcówki to:

- Ruchy funkcjonalne (wykorzystujące pracę całego ramienia).
- Ruchy okrężne.
- Trening sekwencyjny: trzymanie, obracanie, puszczenie.
- Koordynacja oko-ręka.
- Ruchy odwodzenia / przywodzenia.
- Ruchy zginania / prostowania.
- Ruchy pronacji / supinacji.

### 5.5.6 Końcówka: Śrubokręt (rozmiar: mały, średni)

Końcówki typu śrubokręt (Rysunek 5.26) są dostępne w rozmiarach małym i średnim, bez zabudowanych funkcji pomiarowych, stanowią uzupełnienie końcówki wcześniejszej, której rozmiar określony został jako duży. W zależności od typu chwytu i precyzji, fizjoterapeuta ma możliwość dobrać rozmiar końcówki, za pomocą końcówki możemy ocenić:



Rysunek 5.26: Końcówka typu śrubokręt (rozmiar od lewej mały, średni)

- Siłę chwytu i zmęczenia.
- Zakres ruchu (ROM).

Przykładowe treningi jakie możemy realizować za pomocą końcówki to:

- Trening sekwencyjny: trzymanie, obracanie, puszczenie.
- Koordynacja oko-ręka.
- Ruchy zginania / prostowania.
- Ruchy pronacji / supinacji.

### 5.5.7 Końcówka: Klamka

Końcówka typu klamka (Rysunek 5.27), jest elementem, który rozmiarowo i kształtem został dopasowany do większości znanych rozwiązań, które każdy z nas ma w domu, tzn. klamki od drzwi, okien, chwyt czajnika, chwyt od lodówki, za pomocą końcówki możemy ocenić:

- Siłę chwytu i zmęczenia.
- Zakres ruchu (ROM).

Przykładowe treningi jakie możemy realizować za pomocą końcówki to:

- Trening sekwencyjny: trzymanie, obracanie, puszczenie.
- Koordynacja oko-ręka.
- Ruchy pronacji / supinacji.



Rysunek 5.27: Końcówka typu klamka

### 5.5.8 Końcówka: Mieszacz

Końcówka w kształcie litery L (Rysunek 5.28) z osią obrotową (rączka jest elementem obrotowym) umożliwia bardziej złożone ruchy. Część chwytana może być ustawiana pod dowolnymi kątami zgodnie z osią obrotu urządzenia, co zapewnia ćwiczenia dla różnych pozycji.

Ruch funkcjonalny bazowy jest to mieszanie, które obejmuje pracę całej kończyny górnej, czyli łopatki, barku, łokcia, nadgarstka przy użyciu zgięcia i wyprost. Ruch wykonywany jest przy zachowanej funkcji chwytu. Zalecane użycie w pozycji stojącej, za pomocą końcówki możemy ocenić:

- Siłę chwytu i zmęczenia.
- Zakres ruchu (ROM).
- Weryfikować postawę ciała z użyciem EMG jako sprzężenia zwrotnego.

Przykładowe treningi jakie możemy realizować za pomocą końcówki to:

- Ruchy funkcjonalne (wykorzystujące pracę całego ramienia).
- Ruchy okrężne.
- Trening sekwencyjny: trzymanie, obracanie, puszczenie.
- Koordynacja oko-ręka.
- Ruchy odwodzenia / przywodzenia.
- Ruchy zginania / prostowania.
- Ruchy pronacji / supinacji.



Rysunek 5.28: Końcówka typu mieszacz

### 5.5.9 Adaptacja końcówek robota

W trakcie badań Human Factors Validation Testing [32] zostały przeprowadzone pomiary czasu potrzebnego na wymianę końcówki terapeutycznej robota w grupie 15 specjalistów (5.4) oraz 17 operatorów bez wykształcenia medycznego (5.5).

Grupa specjalistów osiągnęła średni czas 4.95 sekund natomiast grupa operatorów 6.08 sekund.

Otrzymane wyniki są zgodne z pierwotnymi projektowymi założeniami, dla których wymiana końcówki nie może trwać dłużej niż 10 sekund. Dzięki temu krótkie sesje treningowe, które trwają średnio od 5 do 10 minut przez godzinę dla danego pacjenta można realizować sprawnie i efektywnie wykorzystać czas treningowy na rehabilitacji.

## 5.6 Wielofunkcyjny fotel dla celów rehabilitacyjno-diagnostyczny - Mezos SIT

W ramach prac badawczych nad robotem rehabilitacyjnym, postanowiono wykorzystać również i wdrożyć fotel rehabilitacyjny ze względu na jego możliwości w zakresie stabilizacji pacjentów, co w znacznym stopniu ma wpływ na funkcje diagnostyczne robota. Mezos SIT (Rysunek 5.29) to fotel do badań i zabiegów, zaprojektowany do podtrzymy-

Tabela 5.4: Human Factors Validation Testing - pomiary czasu wymiany końcówki przez specjalistów, gdzie  $t_1$ ,  $t_2$ ,  $t_3$  - czas wymiany oraz  $t_{avg}$  - średni czas wymiany

Osoba 1	$t_1$	$t_2$	$t_3$	$t_{avg}$
Specjalista 1	5.64	4.44	4.23	4.77
Specjalista 2	4.71	4.84	5.38	4.98
Specjalista 3	5.03	6.47	4.16	5.22
Specjalista 4	4.44	4.31	5.59	4.78
Specjalista 5	4.55	5.11	4.53	4.73
Specjalista 6	4.30	4.18	5.60	4.69
Specjalista 7	4.25	4.40	4.85	4.50
Specjalista 8	6.03	4.14	6.08	5.42
Specjalista 9	4.14	6.44	5.11	5.23
Specjalista 10	6.44	5.47	5.82	5.91
Specjalista 11	3.99	4.63	4.20	4.27
Specjalista 12	4.66	4.2	4.72	4.53
Specjalista 13	4.97	4.06	5.70	4.91
Specjalista 14	5.37	4.58	5.26	5.07
Specjalista 15	4.14	5.39	6.32	5.28
Średni czas dla całości:				4.95

Tabela 5.5: Human Factors Validation Testing - pomiary czasu wymiany końcówki przez operatorów, gdzie  $t_1$ ,  $t_2$ ,  $t_3$  - czas wymiany oraz  $t_{avg}$  - średni czas wymiany

Osoba 1	$t_1$	$t_2$	$t_3$	$t_{avg}$
Operator 1	5.90	4.34	7.53	5.92
Operator 2	6.72	5.18	5.46	5.79
Operator 3	4.18	6.19	5.71	5.36
Operator 4	7.53	5.93	6.31	6.39
Operator 5	5.52	5.93	6.21	6.05
Operator 6	6.09	6.76	6.31	6.95
Operator 7	6.07	5.59	6.48	6.17
Operator 8	5.64	7.47	7.75	5.98
Operator 9	5.43	7.06	6.01	5.15
Operator 10	6.17	7.60	4.17	7.40
Operator 11	4.24	3.97	7.23	6.62
Operator 12	7.01	7.38	7.81	5.09
Operator 13	7.09	5.74	7.02	6.40
Operator 14	4.36	6.46	4.46	5.89
Operator 15	7.68	5.98	5.55	5.50
Operator 16	4.95	6.99	5.72	6.79
Operator 17	6.17	3.97	6.37	5.86
Średni czas dla całości:				6.08

wania i pozycjonowania pacjenta w pozycji siedzącej lub leżącej, dla łatwego dostępu i wygody pacjenta podczas badań diagnostycznych, zabiegów medycznych lub fizjoterapii.



Rysunek 5.29: Mezos SIT - widok od przodu

Mezos SIT posiada ruchome elementy i zawiera specjalne funkcje, takie jak mechanizm podnoszący i opuszczający (Rysunek 5.30), odchylenie kątowe i zdejmowane podłokietniki. Mezos SIT może być także rozłożony do pozycji płaskiej (leżanki). Mezos SIT jest sterowany za pomocą pilota połączonego z siedziskiem.

### Akcesoria

Mezos SIT został opracowany jako wielofunkcyjne urządzenie do wspierania niestandardowych ustawień pacjentów, poniżej znajduje się lista ważniejszych komponentów uzupełniających funkcjonalność fotela. Podłokietnik ręki (Rysunek 5.31) jest modulem instalowanym na szynie montażowej za pomocą szybkiego złącza. Jego możliwości to bezstopniowa regulacja położenia, która umożliwia każdemu pacjentowi dopasowanie się do robota co przekłada się na wygodny sposób podparcia ręki - co odciąża fizjoterapeutów w tej konkretnej czynności.

Mezos SIT posiada moduł podparcia nogi (Rysunek 5.32) w konfiguracji lewej i prawej, przy czym mogą pełnić dwie funkcje w zależności od potrzeb (jako podest stopy lub podparcie podudzia z uwolnioną stopą). Pierwsza funkcja to podparcie nogi, która jest podawana treningowi, np. zgięcie i wyprost w kostce. Wtedy podparcie nogi wykorzystuje poduszkę na której opiera się podudzie nogi trenowanej a sama stopa jest uwolniona do



Rysunek 5.30: Mezos SIT - widok od tyłu

wykonywania czynności jak zgięcie i wyprost. Moduły są instalowane w prowadnicach ukrytych pod siedziskiem fotela.

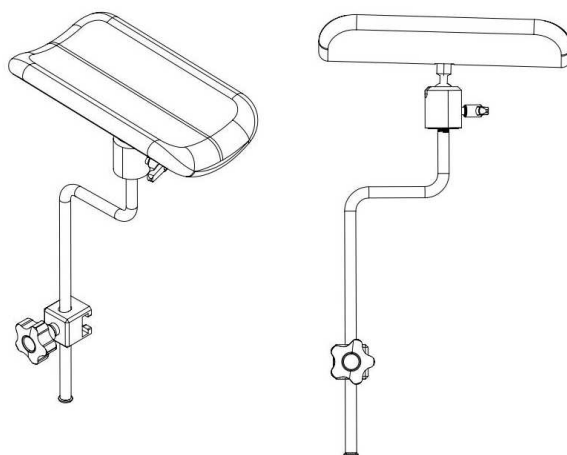
Druga funkcją jaką posiada moduł podparcia nogi to kładka podbierająca stopę, dzięki czemu, noga lub nogi, które nie są poddawane treningowi, można wygodnie odstawić na kładkę (Rysunek 5.33). Taka funkcja zapewnia komfort oraz daje odczucie kontaktu nogi z podłożem, co wpływa korzystnie na psychikę pacjenta - gdyż odczuwa on stabilność kończyn dolnych.

W ramach prac rozwojowych uzyskano informacje zwrotne z klinik rehabilitacyjnych. Na ich podstawie podjęto decyzję o utworzeniu modułu regulowanego uchwytu ręki (Rysunek 5.34). Rehabilitowany pacjent może wykorzystać go jako punkt podparcia do zwiększenia siły i stabilności korpusu gdy prowadzony jest np. trening oporowy kończyny dolnej. Dodatkowo można było zauważyć również zwiększenie komfortu psychicznego u pacjentów, u których większa wysokość siedziska powodowała obawy przed wypadnięciem.

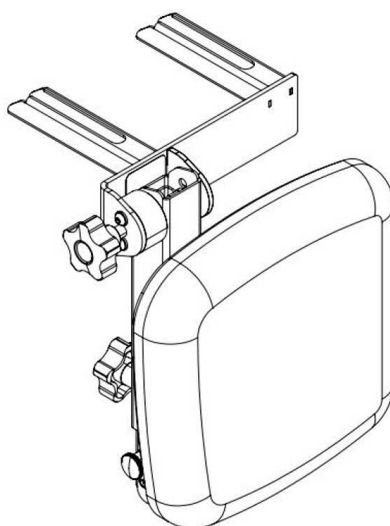
Kluczowym komponentem fotela i potrzeb na rzecz prowadzenia prawidłowej diagnostyki jest pas stabilizujący korpus pacjenta (Rysunek 5.35). U pacjentów słabych fizycznie pas zapewnia stabilność i utrzymanie prawidłowej pozycji podczas całego treningu. Jest także zabezpieczeniem pacjenta przez przypadkowym wypadnięciem z fotela.

W ramach treningu kończyny dolnej, szczególnie w stawie kolanowym jest zapotrzebowanie na stabilizację uda przed ucieczką, gdy intencja ruchu pochodzi od strony miednicy. Pas (Rysunek 5.36) posiada w fotelu dedykowany chwyt montażowy zlokalizowany między





Rysunek 5.31: Mezos SIT - podłokietnik regulowany pod ramię



Rysunek 5.32: Mezos SIT - podpora nogi prawa

udami, dzięki czemu możliwe jest opasanie konkretnej kończyny dolnej, a nie obu naraz jak ma to miejsce w rozwiązaniach podobnych do urządzenia Mezos SIT.

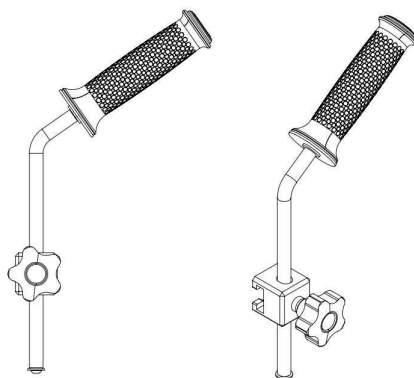
Ostatni opisywany moduł to poduszka leżanki (Rysunek 5.37), które powoduje zamianę fotela w leżankę. Podczas zamiany, pacjent również ma możliwość korzystania z funkcji pasa głównego lub udowego, tak samo jak z modułu chwytowego pod rękę. Moduł jest instalowany wymiennie zamiast podparcia kończyny dolnej lewej lub prawej.

## Rezultat

W ramach prac nad fotelem udało się opracować unikalne rozwiązania, które zostały zarejestrowane jako 2 zgłoszenia patentowe, gdzie wkład pracy to: opracowanie założeń, funkcji i koncepcji wynalazku na podstawie analiz rynku, potrzeb i wykorzystania, zaplanowanie i opisanie kluczowych cech innowacyjnych, wybór metod i narzędzi badawczych, opracowanie planu badań, napisanie wniosku i uzyskanie dofinansowania na realizację



Rysunek 5.33: Mezos SIT - pacjent podczas treningu

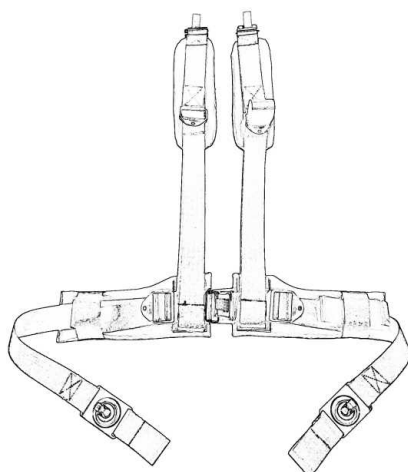


Rysunek 5.34: Mezos SIT - uchwyt ręki

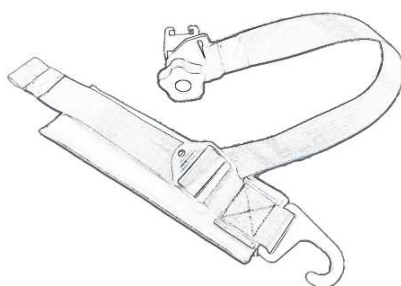
zaplanowanych badań, organizacja i przeprowadzenie badań, napisanie publikacji i jej zgłoszenia. Nadzór nad pracami badawczo-rozwojowymi:

- Wniosek patentowy na wynalazek pt. “Fotel do ćwiczeń rehabilitacyjnych” pod numerem zgłoszenia wg. UPRP: P.440692.
- Wniosek patentowy na wynalazek pt. “Mechanizm pozycjonowania fotela do ćwiczeń rehabilitacyjnych” pod numerem zgłoszenia wg. UPRP: P.440693.

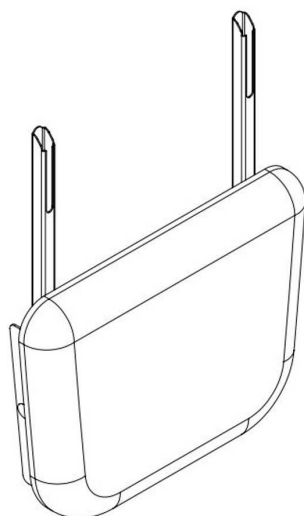
Opracowano protokoły pomiarowe, które zostały przetestowane za pomocą fotela rehabilitacyjno-diagnostycznego Mezos SIT, badania zawarto w artykule [73].



Rysunek 5.35: Mezos SIT - pas trzymający korpus



Rysunek 5.36: Mezos SIT - pas uda



Rysunek 5.37: Mezos SIT - moduł do funkcji leżanki



# Rozdział 6

## Podsumowanie i przyszłe prace

Niniejszy doktorat wdrożeniowy, skupiał się na połączeniu badań naukowych z praktycznym zastosowaniem wyników w gospodarce. Przedstawiona praca doktoratu wdrożeniowego skupiała się na problematyce, która ma bezpośrednie znaczenie dla sektora związanego z rehabilitacją. Niniejsze podsumowanie przedstawia kluczowe elementy badań, ich wyniki oraz implikacje praktyczne.

Głównym celem pracy doktorskiej było zidentyfikowanie, analiza i rozwiązanie istotnych zagadnień związanych z autodiagnostyką i rozwiązywaniem problemów związanych z niedoborem fizjoterapeutów oraz specjalistami z dziedziny terapii zajęciowej (Occupational Therapy), których jest jeszcze mniej. Badania obejmowały szerokie spektrum zagadnień, począwszy od analizy teoretycznej, poprzez badania empiryczne, aż do wdrożenia praktycznych rozwiązań.

Protokoły ćwiczeń oraz bazowania, które powstały w ramach doktoratu oraz sam robot Meissa OT 6.1, można opisać całościowo jako zaawansowany robot rehabilitacyjno-diagnostyczny z możliwością wykorzystania w warunkach domowych. Warto podkreślić, że Meissa OT, ze względu na swoje możliwości, została wybrana oraz wdrożona przez dużą liczbę szpitali publicznych w Polsce z oddziałami neurologicznymi, posiadających kontrakt z NFZ, w ramach dofinansowania nr: FM-STI.01.REHABILITACJA.ROBOTY.2023.

Fotel Mezos SIT (Rysunek 6.1) stanowi uzupełnienie potrzeb dla pacjentów w zakresie stabilizacji i zapewnienia bezpieczeństwa i komfortu podczas sesji treningowych. Tym samym jest idealnym uzupełnieniem potrzeb po stronie robota Meissa OT i innych podobnych produktów.

Na podstawie przeprowadzonych badań potwierdzono tezy pracy:

1. Wartości siły motorycznej mięśni w okolicy dłoni i stawu nadgarstkowego w zakresie potrzebnym do wykonywania typowych operacji w życiu codziennym są skorelowane z wartościami sygnałów EMG generowanych przez mięśnie (odniesienie do rozdziału w rozprawie: 4.3).
2. Stabilizacja pozycji pacjenta pomaga w obiektywizacji oceny stanu pacjenta i po-



Rysunek 6.1: Użytkownik siedzący na fotelu Mezos SIT z podpartym ramieniem, trenujący na końcówce typu Pinchmeter na robocie Meissa OT

stępów w rehabilitacji poprzez zmniejszenie wpływu mięśni nie podlegających rehabilitacji na wykonywane ćwiczenia oraz zmniejszenie wariancji wartości mierzonego sygnału EMG (odniesienie do rozdziału w rozprawie: 4).

Uzyskane do tej pory wyniki wskazują, że należy kontynuować prace związane z tworzeniem nowych protokołów diagnostycznych i opracowaniem nowych metod pomiarowych, które będą coraz bardziej odporne na zakłócenia i błędy, wynikające chociażby z pośpiechu. Takie zabiegi mogą pozwolić w przyszłości zmniejszyć część odpowiedzialności po stronie fizjoterapeuty oraz zwiększyć ilość zadań realizowanych przez samego robota, pozwalając w ten sposób fizjoterapeucie skupiać się na innych ważnych aspektach w udzielaniu pomocy pacjentom w sytuacjach, gdzie na jednego specjalistę przypada więcej niż jeden pacjent w danej chwili czasu.

# Bibliografia

- [1] URL: [www.kinetecuk.com](http://www.kinetecuk.com) (term. wiz. 20.05.2024).
- [2] URL: [www.techcareinnovation.com/cr2-haptic](http://www.techcareinnovation.com/cr2-haptic) (term. wiz. 12.09.2023).
- [3] URL: [www.biometricsltd.com/upper-limb-exerciser.htm](http://www.biometricsltd.com/upper-limb-exerciser.htm) (term. wiz. 20.05.2024).
- [4] URL: [https://symulatorium.zut.edu.pl/fileadmin/PUBLIKACJE/Gedliczka\\_-\\_Atlas.pdf](https://symulatorium.zut.edu.pl/fileadmin/PUBLIKACJE/Gedliczka_-_Atlas.pdf) (term. wiz. 20.05.2024).
- [5] 2021. URL: <https://www.medipment.pl/produkt/sanifit-manualex-m12-83670> (term. wiz. 20.05.2024).
- [6] 2021. URL: EdemekongPF, BomgaarsDL, SukumaranS, etal. ActivitiesofDailyLiving. [Updated2023Jun26]. In: StatPearls [Internet]. TreasureIsland (FL): StatPearls Publishing; 2024Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470404/> (term. wiz. 20.05.2024).
- [7] 2022. URL: [www.fftai.com/m1-w/](http://www.fftai.com/m1-w/) (term. wiz. 20.05.2024).
- [8] 2024. URL: <https://www.provocollege.edu/blog/methods-for-ptas-to-help-patients-improve-mobility-and-function/> (term. wiz. 20.05.2024).
- [9] Luna S.A. Ahsan M.M. i Z. Siddique. „Machine-Learning-Based Disease Diagnosis: A Comprehensive Review”. W: *Healthcare* 10 (2022), s. 541. ISSN: 2227-9032. DOI: 10.3390/healthcare10030541. URL: <https://doi.org/10.3390/healthcare10030541>.
- [10] Haghverd F.- Behbahani-S. Akbari A. „Robotic Home-Based Rehabilitation Systems Design: From a Literature Review to a Conceptual Framework for Community-Based Remote Therapy During COVID-19 Pandemic”. W: *Frontiers in Robotics and AI* 8 (2021), s. 612331. DOI: 10.3389/frobt.2021.612331. URL: <https://doi.org/10.3389/frobt.2021.612331>.
- [11] Nazer-K. Al-Reedy-A. Al-Shehri-S. Al-Muhanna-A.-Subbarayalu A. V. Al Muhanna-D. Al-Muhanna F. A. Al Kuwaiti A. „A Review of the Role of Artificial Intelligence in Healthcare”. W: *Journal of Personalized Medicine* 13 (2023), s. 951. ISSN: 2075-4426. DOI: 10.3390/jpm13060951. URL: <https://doi.org/10.3390/jpm13060951>.

- [12] Ahmad H. Alghadir, Einas S. Al-Eisa, Shah Nawaz Anwer i Bibhuti Sarkar. „Reliability, validity, and responsiveness of three scales for measuring balance in patients with chronic stroke”. W: *BMC Neurology* 18 (2018), s. 141. ISSN: 1471-2377. DOI: 10.1186/s12883-018-1146-9. URL: <https://doi.org/10.1186/s12883-018-1146-9>.
- [13] I. Ali, O. Suominen, A. Gotchev i E.R. Morales. „Methods for Simultaneous Robot-World-Hand-Eye Calibration: A Comparative Study”. W: *Sensors* 19 (2019), s. 2837. DOI: 10.3390/s19122837. URL: <https://doi.org/10.3390/s19122837>.
- [14] S. Alookaran, E. Cannon, D. Williams, M. O’Donnell, E. Harty, L. Shovlin, E. McDonagh, T. Cawley, B. Drumm, A. Kelly i S. Porter. „120 Comparing the Functional Independence Measure and the Barthel Index for Assessment of Older Adults”. W: *Age and Ageing* 51 (2022), afac218.099. ISSN: 1468-2834. DOI: 10.1093/ageing/afac218.099. URL: <https://doi.org/10.1093/ageing/afac218.099>.
- [15] Alessandra Angelucci, Andrea Tettamanti, Elisabetta Sarasso, Massimo Filippi, Andrea Aliverti i Marina Scarlato. „Validation of a graphic test to quantitatively assess the dominant hand dexterity”. W: *PLOS ONE* 17 (2022), s. 1–16. DOI: 10.1371/journal.pone.0271889. URL: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0271889>.
- [16] G. Arik, H. D. Varan, B. B. Yavuz, E. Karabulut, O. Kara, M. K. Kilic, M. C. Kizilarlanoglu, F. Sumer, M. E. Kuyumcu, Y. Yesil, M. Halil i M. Cankurtaran. „Validation of Katz index of independence in activities of daily living in Turkish older adults”. W: *Archives of Gerontology and Geriatrics* 61 (2015), s. 344–350. DOI: 10.1016/j.archger.2015.08.019. URL: <https://doi.org/10.1016/j.archger.2015.08.019>.
- [17] M. Bakator i D. Radosav. „Deep Learning and Medical Diagnosis: A Review of Literature”. W: *Multimodal Technologies and Interaction* 2 (2018), s. 47. ISSN: 2414-4088. DOI: 10.3390/mti2030047. URL: <https://doi.org/10.3390/mti2030047>.
- [18] Federica Baronchelli, Chiara Zucchella, Mariano Serrao, Domenico Intiso i Michelangelo Bartolo. „The Effect of Robotic Assisted Gait Training With Lokomat® on Balance Control After Stroke: Systematic Review and Meta-Analysis”. W: *Frontiers in Neurology* 12 (2021). ISSN: 1664-2295. DOI: 10.3389/fneur.2021.661815. URL: <https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2021.661815>.
- [19] III Bednarz E., C. Dietrich, Jr. Hepner B., J. Patel i A. Sabouni. „Determining Magnitudes of Forces at Known Locations through a Strain Gauge Force Transdu-



- cer”. W: *Sensors* 23 (2023). DOI: 10.3390/s23167017. URL: <https://doi.org/10.3390/s23167017>.
- [20] Anna Berardi, Giovanni Galeoto, Federica Pasquali, Viola Baione, Sebastiano Giuseppe Crisafulli, Marco Tofani, Matteo Tartaglia, Giovanni Fabbrini i Antonella Conte. „Evaluation of the Psychometric Properties of Jebsen Taylor Hand Function Test (JTHFT) in Italian Individuals With Multiple Sclerosis”. W: *Frontiers in Neurology* 13 (2022). DOI: 10.3389/fneur.2022.847807. URL: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fneur.2022.847807/full>.
- [21] Eduardo Pérez-Boal i innych Bibiana Trevisión-Redondo Daniel López-López. „Use of the Barthel Index to Assess Activities of Daily Living before and after SARS-COVID 19 Infection of Institutionalized Nursing Home Patients”. W: *International Journal of Environmental Research and Public Health* 18.14 (2021), s. 7258.
- [22] F. Bressi, F. Santacaterina, L. Cricenti, B. Campagnola, F. Nasto, C. Assenza, D. Morelli, F. Cordella, M. Lapresa i L. Zollo. „Robotic-Assisted Hand Therapy with Gloreha Sinfonia for the Improvement of Hand Function after Pediatric Stroke: A Case Report”. W: *Applied Sciences* 12 (2022), s. 4206. DOI: 10.3390/app12094206. URL: <https://doi.org/10.3390/app12094206>.
- [23] Chopra H. Akash-S. Chakraborty C.- Dhama K. Chakraborty S. „Advances in artificial intelligence (AI)-based diagnosis in clinical practice-correspondence”. W: *Annals of Medicine and Surgery (2012)* 85 (2023), s. 3757–3758. ISSN: 2049-0801. DOI: 10.1097/MS9.0000000000000959. URL: <https://doi.org/10.1097/MS9.0000000000000959>.
- [24] X. Chen, D. Hu, R. Zhang, Z. Pan, Y. Chen, L. Xie, J. Luo i Y. Zhu. „Interpretable evaluation for the Brunnstrom recovery stage of the lower limb based on wearable sensors”. W: *Frontiers in Neuroinformatics* 16 (2022), s. 1006494. DOI: 10.3389/fninf.2022.1006494. URL: <https://doi.org/10.3389/fninf.2022.1006494>.
- [25] *Commission Staff Working Document on an Action Plan for the EU Health Workforce*. 2021. URL: <https://predictivesolutions.pl/testy-t-studenta> (term. wiz. 20.05.2024).
- [26] G.M. Cruz Martínez i L.A. Z.-Avilés. „Design Methodology for Rehabilitation Robots: Application in an Exoskeleton for Upper Limb Rehabilitation”. W: *Applied Sciences* 10 (2020), s. 5459. DOI: 10.3390/app10165459. URL: <https://doi.org/10.3390/app10165459>.
- [27] Karen M Thomas Sandra K Kostyk Deb A Kegelmeyer Anne D Kloos. „Reliability and Validity of the Tinetti Mobility Test for Individuals With Parkinson Disease”. W: *Physical Therapy* 87 (2007), s. 1369–1378. DOI: 10.2522/ptj.20070007. URL: <https://doi.org/10.2522/ptj.20070007>.

- [28] 2nd Delph M. A., S. A. Fischer, P. W. Gauthier, C. H. Luna, E. A. Clancy i G. S. Fischer. „A soft robotic exomusculature glove with integrated sEMG sensing for hand rehabilitation”. W: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics: [proceedings]* 2013 (2013). DOI: 10.1109/ICORR.2013.6650426. URL: <https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650426>.
- [29] CAROLYN YUCHA i DOIL MONTGOMERY. *Evidence-Based Practice in Biofeedback and Neurofeedback*. Wheat Ridge: AAPB, 2008. ISBN: 1-887114-19-X.
- [30] R. M. Enoka i J. Duchateau. „Inappropriate interpretation of surface EMG signals and muscle fiber characteristics impedes understanding of the control of neuromuscular function”. W: *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 119 (2015), s. 1516–1518. DOI: 10.1152/jappphysiol.00280.2015. URL: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00280.2015>.
- [31] Gauthier Everard, Yasmine Otmane-Tolba, Zélie Rosselli, Thomas Pellissier, Khawla Ajana, Stéphanie Dehem, Edouard Auvinet, Martin Gareth Edwards, Julien Lebleu i Thierry Lejeune. „Concurrent validity of an immersive virtual reality version of the Box and Block Test to assess manual dexterity among patients with stroke”. W: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 19 (2022), s. 7. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/s12984-022-00981-0. URL: <https://doi.org/10.1186/s12984-022-00981-0>.
- [32] FDA. 2021. URL: <https://www.fda.gov/regulatory-information/search-fda-guidance-documents/applying-human-factors-and-usability-engineering-medical-devices> (term. wiz. 20.05.2024).
- [33] R.; González-Bernal J.J.; Sánchez-González E.; González-Santos-J.; Soto-Cámara R.; Santamaría-Pelaez M. Fernández-Solana J.; Pardo-Hernández. „Psychometric Properties of the Action Research Arm Test (ARAT) Scale in Post-Stroke Patients—Spanish Population”. W: *International Journal of Environmental Research and Public Health* 19 (2022), s. 14918. DOI: 10.3390/ijerph192214918. URL: <https://doi.org/10.3390/ijerph192214918>.
- [34] Natalie A. Floyd, Karen A. Dominguez-Cancino, Linda G. Butler, Oriana Rivera-Lozada, Juan M. Leyva-Moral i Patrick A. Palmieri. „The Effectiveness of Care Bundles Including the Braden Scale for Preventing Hospital Acquired Pressure Ulcers in Older Adults Hospitalized in ICUs: A Systematic Review”. W: *The Open Nursing Journal* 15 (2021), s. 74. DOI: 10.2174/1874434602115010074. URL: <https://opennursingjournal.com/abs/10.2174/1874434602115010074>.
- [35] Nizan Friedman, Vicky Chan, Andrea N. Reinkensmeyer, Ariel Beroukhim, Gregory J. Zambrano, Mark Bachman i David J. Reinkensmeyer. „Retraining and assessing hand movement after stroke using the MusicGlove: comparison with co-

- ventional hand therapy and isometric grip training”. W: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 11 (2014), s. 76. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-11-76. URL: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-76>.
- [36] Roger Gassert i Volker Dietz. „Rehabilitation robots for the treatment of sensorimotor deficits: a neurophysiological perspective”. W: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 15 (2018), s. 46. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/s12984-018-0383-x. URL: <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0383-x>.
- [37] K. G. Gim. „Design and Control of a Series Elastic Resistance Mechanism for Exercise and Rehabilitation”. W: *UCLA* (2016). ProQuest ID: Gim<sub>ucla</sub>031N<sub>1</sub>5125, MerrittID : ark : /13030/m58674f2. URL: <https://escholarship.org/uc/item/6m88p5sm>.
- [38] G.S. Giri, Y. Maddahi i K. Zareinia. „An Application-Based Review of Haptics Technology”. W: *Robotics* 10 (2021). DOI: <https://doi.org/10.3390/robotics10010029>.
- [39] G.S. Giri, Y. Maddahi i K. Zareinia. „An Application-Based Review of Haptics Technology”. W: *Robotics* 10 (2021), s. 29. DOI: 10.3390/robotics10010029. URL: <https://doi.org/10.3390/robotics10010029>.
- [40] M. Hite i T. Curran. „Biofeedback for Pelvic Floor Disorders”. W: *Clinics in Colon and Rectal Surgery* 34 (2021), s. 56–61. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0040-1714287>.
- [41] J. Huber, K. Kaczmarek, K. Leszczyńska i P. Daroszewski. „Post-Stroke Treatment with Neuromuscular Functional Electrostimulation of Antagonistic Muscles and Kinesiotherapy Evaluated with Electromyography and Clinical Studies in a Two-Month Follow-Up”. W: *International Journal of Environmental Research and Public Health* 19 (2022), s. 964. DOI: 10.3390/ijerph19020964. URL: <https://doi.org/10.3390/ijerph19020964>.
- [42] D. Colombo-C. Botella P. Ciproso G. Perna J. Fernández-Alvarez M. Grassi i G. Riva. „Efficacy of bio- and neurofeedback for depression: A meta-analysis”. W: *Psychological Medicine* 52.6 (2022), s. 1031–1044.
- [43] Johannes B.J. Bussmann Jos A.G. Goos Barbara C. Harmeling-van der Wel for the Early Prediction of Functional Outcome After Stroke (EPOS) Investigators J. Lesley Crow Gert Kwakkel. „Are the Hierarchical Properties of the Fugl-Meyer Assessment Scale the Same in Acute Stroke and Chronic Stroke?” W: *Physical Therapy* 94 (2014), s. 977–986. DOI: 10.2522/ptj.20130170. URL: <https://doi.org/10.2522/ptj.20130170>.

- [44] N. J. Jarque-Bou, J. L. Sancho-Bru i M. Vergara. „A Systematic Review of EMG Applications for the Characterization of Forearm and Hand Muscle Activity during Activities of Daily Living: Results, Challenges, and Open Issues”. W: *Sensors (Basel, Switzerland)* 21 (2021), s. 3035. DOI: 10.3390/s21093035. URL: <https://doi.org/10.3390/s21093035>.
- [45] X. Jia, Z. Wang, F. Huang, C. Su, W. Du, H. Jiang, H. Wang, J. Wang, F. Wang, W. Su, H. Xiao, Y. Wang i B. Zhang. „A comparison of the Mini-Mental State Examination (MMSE) with the Montreal Cognitive Assessment (MoCA) for mild cognitive impairment screening in Chinese middle-aged and older population: a cross-sectional study”. W: *BMC Psychiatry* 21 (2021), s. 485. DOI: 10.1186/s12888-021-03495-6. URL: <https://doi.org/10.1186/s12888-021-03495-6>.
- [46] Yadram Yadav i Dhananjaya Sharma Jitin Bajaj. „Modifications of Glasgow Coma Scale—a Systematic Review”. W: *Indian Journal of Surgery* 85.2 (2023), 1023–1034.
- [47] M. Kanchan, M. Santhya, R. Bhat i N. Naik. „Application of Modeling and Control Approaches of Piezoelectric Actuators: A Review”. W: *Technologies* 11 (2023). DOI: 10.3390/technologies11060155. URL: <https://doi.org/10.3390/technologies11060155>.
- [48] Alexa B. Keeling, Mark Piitz, Jennifer A. Semrau, Michael D. Hill, Stephen H. Scott i Sean P. Dukelow. „Robot enhanced stroke therapy optimizes rehabilitation (RESTORE): a pilot study”. W: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 18.10 (2021), s. 1–13.
- [49] Deborah A. Kegelmeyer, Susan K. Kostyk, Stacy Fritz, Mary Fiumedora, Sadik A. Khuder i Anne D. Kloos. „Tinetti balance performance is associated with mortality in older adults with late-onset Parkinson’s disease: a longitudinal study”. W: *BMC Geriatrics* 20.1 (2020), s. 28.
- [50] H.-Y. Kim i E.-Y. Kim. „Effects of Medical Education Program Using Virtual Reality: A Systematic Review and Meta-Analysis”. W: *International Journal of Environmental Research and Public Health* 20 (2023), s. 3895. DOI: 10.3390/ijerph20053895. URL: <https://doi.org/10.3390/ijerph20053895>.
- [51] Iwona i Nowak Maciej i Karliński Michał Pożarowszczyk Natalia i Kurkowska-Jastrzębska Iwona i Sarzyńska-Długosz. „Reliability of the modified Rankin Scale in clinical practice of stroke units and rehabilitation wards”. W: *Frontiers in Neurology* 14 (2023). ISSN: 1664-2295. DOI: 10.3389/fneur.2023.1064642. URL: <https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2023.1064642>.

- [52] Olivier Lambercy, Ludovic Dovat, Hong Yun, Seng Kwee Wee, Christopher WK Kuah, Karen SG Chua, Roger Gassert, Theodore E. Milner, Chee Leong Teo i Etienne Burdet. „Effects of a robot-assisted training of grasp and pronation/supination in chronic stroke: a pilot study”. W: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 8 (2011), s. 63. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-8-63. URL: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-63>.
- [53] M. Lapresa, C. Lauretti, F. Scotto di Luzio, F. Bressi, F. Santacaterina, M. Bravi, E. Guglielmelli, L. Zollo i F. Cordella. „Development and Validation of a System for the Assessment and Recovery of Grip Force Control”. W: *Bioengineering* 10 (2023), s. 63. DOI: 10.3390/bioengineering10010063. URL: <https://doi.org/10.3390/bioengineering10010063>.
- [54] Brielle J. B. Lee, Adam Williams i Pinhas Ben-Tzvi. „Intelligent Object Grasping With Sensor Fusion for Rehabilitation and Assistive Applications”. W: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 26 (2018), s. 1556–1565. DOI: 10.1109/TNSRE.2018.2848549.
- [55] J.-D. Lee, H.-Y. Hsu, C.-Y. Li i J.-Y. Yang. „Design and Implementation of Intelligent Automated Production-Line Control System”. W: *Electronics* 10 (2021), s. 2502. DOI: 10.3390/electronics10202502. URL: <https://doi.org/10.3390/electronics10202502>.
- [56] J. Li, B. Rath, F. Hildebrand i J. Eschweiler. „Wrist Bone Motion during Flexion-Extension and Radial-Ulnar Deviation: An MRI Study”. W: *Life* 12 (2022), s. 1458. DOI: 10.3390/life12101458. URL: <https://doi.org/10.3390/life12101458>.
- [57] Stefanie Liebl, Tim Tischendorf, Julia Winterlich i Tom Schaal. „Technical innovations in stroke rehabilitation – a survey for development of a non-invasive, brainwave-guided, functional muscle stimulation”. W: *BMC Neurology* 22 (2022), s. 194. ISSN: 1471-2377. DOI: 10.1186/s12883-022-02716-z. URL: <https://doi.org/10.1186/s12883-022-02716-z>.
- [58] Chiung-ju Liu, Deepika M. Shiroy, Leah Y. Jones i Daniel O. Clark. „Systematic review of functional training on muscle strength, physical functioning, and activities of daily living in older adults”. W: *European Review of Aging and Physical Activity* 11 (2014), s. 95–106. ISSN: 1861-6909. DOI: 10.1007/s11556-014-0144-1. URL: <https://doi.org/10.1007/s11556-014-0144-1>.
- [59] Paweł Maciejasz, Jörg Eschweiler, Kurt Gerlach-Hahn, Arne Jansen-Troy i Steffen Leonhardt. „A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation”. W: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 11 (2014), s. 3. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-11-3. URL: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-3>.

- [60] Paweł Maciejasz, Jörg Eschweiler, Kurt Gerlach-Hahn, Arne Jansen-Troy i Steffen Leonhardt. „A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation”. W: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 11 (2014), s. 3. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-11-3. URL: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-3>.
- [61] F. MacPherson i L. Colvin. „Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS). Research to support clinical practice”. W: *BJA: British Journal of Anaesthesia* 114 (2015), s. 711–712. ISSN: 0007-0912. DOI: 10.1093/bja/aev055. URL: <https://doi.org/10.1093/bja/aev055>.
- [62] Renata Markiewicz, Agnieszka Markiewicz-Gospodarek i Beata Dobrowolska. „Galvanic Skin Response Features in Psychiatry and Mental Disorders: A Narrative Review”. W: *International Journal of Environmental Research and Public Health* 19.20 (2022), s. 13428.
- [63] Anett Mau-Moeller, Martin Behrens, Susanne Finze, Sven Bruhn, Rainer Bader i Wolfram Mittelmeier. „The effect of continuous passive motion and sling exercise training on clinical and functional outcomes following total knee arthroplasty: a randomized active-controlled clinical study”. W: *Health and Quality of Life Outcomes* 12 (2014), s. 68. ISSN: 1477-7525. DOI: 10.1186/1477-7525-12-68. URL: <https://doi.org/10.1186/1477-7525-12-68>.
- [64] John H. McDonald. *Handbook of Biological Statistics*. <https://www.biostathandbook.com/>: John H. McDonald, 2014.
- [65] Samar A. Medani, Mark Hensey, Norma Caples i Patrick Owens. „Accuracy in precordial ECG lead placement: Improving performance through a peer-led educational intervention”. W: *Journal of Electrocardiology* 51 (2018), s. 50–54. ISSN: 0022-0736. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2017.04.018>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022073617301218>.
- [66] R. Merletti, A. Rainoldi i D. Farina. „Surface Electromyography for Noninvasive Characterization of Muscle”. W: *Exercise and Sport Sciences Reviews* 29 (2001), s. 20–25. DOI: 10.1097/00003677-200101000-00005. URL: <https://doi.org/10.1097/00003677-200101000-00005>.
- [67] Roberto Merletti. *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. T. 11. 2004. ISBN: 0471675806. DOI: 10.1002/0471678384.
- [68] A. Merlo, M.C. Bò i I. Campanini. „Electrode Size and Placement for Surface EMG Bipolar Detection from the Brachioradialis Muscle: A Scoping Review”. W: *Sensors* 21 (2021), s. 7322. DOI: 10.3390/s21217322. URL: <https://doi.org/10.3390/s21217322>.

- [69] A. Merlo, M.C. Bò i I. Campanini. „Electrode Size and Placement for Surface EMG Bipolar Detection from the Brachioradialis Muscle: A Scoping Review”. W: *Sensors* 21 (2021). DOI: 10.3390/s21217322. URL: <https://doi.org/10.3390/s21217322>.
- [70] L. Mesin, R. Merletti i A. Rainoldi. „Surface EMG: the issue of electrode location”. W: *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 19 (2009), s. 719–726. DOI: 10.1016/j.jelekin.2008.07.006. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.07.006>.
- [71] A. MohanaSundaram, S. Thukani Sathanantham, M. Gudesblatt i in. „Using modified Ashworth scale for assessing multiple sclerosis-associated spasticity: a high time for a paradigm shift”. W: *Therapeutic Advances in Neurological Disorders* 16 (2023). DOI: 10.1177/17562864231154653.
- [72] T. Moritani, D. Stegeman i R. Merletti. „Basic Physiology and Biophysics of EMG Signal Generation”. W: *Electromyography* (2004), s. 1–25. DOI: <https://doi.org/10.1002/0471678384.ch1>. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/0471678384.ch1>.
- [73] Królikowska A.-Mika A. Reichert P.-Kentel M. Kentel M. Poświata A. Rokseła A. Kozak D. Bienias K. Smoliński M. Stolarczyk A. Oleksy Ł. i M. Mikulski. „A Reliability of Active and Passive Knee Joint Position Sense Assessment Using the Luna EMG Rehabilitation Robot”. W: *International Journal of Environmental Research and Public Health* 19 (2022), s. 15885. DOI: <https://doi.org/10.3390/ijerph192315885>.
- [74] J. Opara, J. Dmytryk, M. Chromy, M. Szeliga-Cetnarska i T. Ickowicz. „"Repty"stroke scale . "Repty"Scale for the evaluation of the degree of injury after cerebral stroke. Part I”. W: *Neurologia i Neurochirurgia Polska* 32 (1998), s. 793–802. ISSN: 0028-3843.
- [75] V. Osadchyy, O. Nazarova, T. Hutsol, S. Glowacki, K. Mudryk, A. Bryś, A. Rud, W. Tulej i M. Sojak. „Adjustable Vibration Exciter Based on Unbalanced Motors”. W: *Sensors* 23 (2023), s. 2170. DOI: 10.3390/s23042170. URL: <https://doi.org/10.3390/s23042170>.
- [76] F. Paredes, C. Herrojo i F. Martín. „Position Sensors for Industrial Applications Based on Electromagnetic Encoders”. W: *Sensors* 21 (2021), s. 2738. DOI: 10.3390/s21082738. URL: <https://doi.org/10.3390/s21082738>.

- [77] Howard Paul. „Biofeedback: A Practitioner’s Guide, Fourth Edition, edited by M. Schwartz F. Andrasik: (2016). New York, NY: The Guilford Press, xx + 764 pp., 115.00(*hardcover*),60.00 (*paperback*).” W: *Child & Family Behavior Therapy* 39 (2017), s. 1–10. DOI: 10.1080/07317107.2017.1307683.
- [78] D. Péus, N. Newcomb i S. Hofer. „Appraisal of the Karnofsky Performance Status and proposal of a simple algorithmic system for its evaluation”. W: *BMC Medical Informatics and Decision Making* (2013), s. 72. DOI: 10.1186/1472-6947-13-72. URL: <https://doi.org/10.1186/1472-6947-13-72>.
- [79] H.M. Qassim i W.Z. Wan Hasan. „A Review on Upper Limb Rehabilitation Robots”. W: *Applied Sciences* 10 (2020), s. 6976. DOI: 10.3390/app10196976. URL: <https://doi.org/10.3390/app10196976>.
- [80] J. Radhi Mahmood, R. Salim Ali i R.A. Abd-Alhameed. „PLC/HMI-Based Implementation of a Real-Time Educational Power System Protective Relays Platform”. W: *Electronics* 9 (2020), s. 118. DOI: 10.3390/electronics9010118. URL: <https://doi.org/10.3390/electronics9010118>.
- [81] S. Ranaldi, G. Corvini, C. De Marchis i S. Conforto. „The Influence of the sEMG Amplitude Estimation Technique on the EMG–Force Relationship”. W: *Sensors* 22 (2022), s. 3972. DOI: 10.3390/s22113972. URL: <https://doi.org/10.3390/s22113972>.
- [82] Thomas J. Roberts i Annette M. Gabaldón. „Interpreting muscle function from EMG: lessons learned from direct measurements of muscle force”. W: *Integrative and Comparative Biology* 48 (2008), s. 312–320. ISSN: 1540-7063. DOI: 10.1093/icb/icn056. URL: <https://doi.org/10.1093/icb/icn056>.
- [83] Thomas J. Roberts i Annette M. Gabaldón. „Interpreting muscle function from EMG: lessons learned from direct measurements of muscle force”. W: *Integrative and Comparative Biology* 48 (2008), s. 312–320. DOI: 10.1093/icb/icn056.
- [84] Antonio Rodríguez-Fernández, Joan Lobo-Prat i Josep M. Font-Llagunes. „Systematic review on wearable lower-limb exoskeletons for gait training in neuromuscular impairments”. W: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 18 (2021), s. 22. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/s12984-021-00815-5. URL: <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00815-5>.
- [85] M. Romanssini, P.C.C. de Aguirre, L. Compassi-Severo i A.G. Girardi. „A Review on Vibration Monitoring Techniques for Predictive Maintenance of Rotating Machinery”. W: *Eng* 4 (2023), s. 1797–1817. DOI: 10.3390/eng4030102. URL: <https://doi.org/10.3390/eng4030102>.



- [86] Rocco A. Romeo, Clemente Lauretti, Cosimo Gentile, Eugenio Guglielmelli i Loredana Zollo. „Method for Automatic Slippage Detection With Tactile Sensors Embedded in Prosthetic Hands”. W: *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics* 3 (2021), s. 485–497. DOI: 10.1109/TMRB.2021.3060032.
- [87] Junker-E. Disselhorst-Klug C. Romero Avila E. „Introduction of a sEMG Sensor System for Autonomous Use by Inexperienced Users”. W: *Sensors* 20 (2020), s. 7348. DOI: 10.3390/s20247348. URL: <https://doi.org/10.3390/s20247348>.
- [88] V. I. Rupasov, M. A. Lebedev, J. S. Erlichman, S. L. Lee, J. C. Leiter i M. Linderman. „Time-dependent statistical and correlation properties of neural signals during handwriting”. W: *PloS One* 7 (2012), e43945. DOI: 10.1371/journal.pone.0043945. URL: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0043945>.
- [89] R. de Ruvo, G. Russo, F. Lena, G. Giovannico, C. Neville, A. Turolla, M. Torre i L. Pellicciari. „The Effect of Manual Therapy Plus Exercise in Patients with Lateral Ankle Sprains: A Critically Appraised Topic with a Meta-Analysis”. W: *Journal of Clinical Medicine* 11 (2022), s. 4925. DOI: 10.3390/jcm11164925. URL: <https://doi.org/10.3390/jcm11164925>.
- [90] Tomohiro Tabata-Tomoko Mukai-Yukiko Hatanaka Masataka Watanabe Miki Kuwazawa Shouji Hironaka Nobuyuki Kawate i Junichi Furuya Ryuzo Hara Naoki Todayama. „Association between oral health status and functional independence measure on admission in convalescent hospitalized patients”. W: *BMC Oral Health* 24.1 (2024), s. 63.
- [91] Giovanni Sala, Hiroki Inagaki, Yoshiko Ishioka, Yukie Masui, Takeshi Nakagawa, Tatsuro Ishizaki, Yasumichi Arai, Kazunori Ikebe, Kei Kamide i Yasuyuki Gondo. „The Psychometric Properties of the Montreal Cognitive Assessment (MoCA)”. W: *Swiss Journal of Psychology* 79 (2020), s. 155–161. DOI: 10.1024/1421-0185/a000242.
- [92] Dhammika Deepani Siriwardhana, Kate Walters, Greta Rait, Juan Carlos Bazo-Alvarez i Manuj Chrishantha Weerasinghe. „Cross-cultural adaptation and psychometric evaluation of the Sinhala version of Lawton Instrumental Activities of Daily Living Scale”. W: *PLOS ONE* 13 (2018), s. 1–20. DOI: 10.1371/journal.pone.0199820. URL: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0199820>.
- [93] Marcel Smolinski, Michal Mikulski i Jarosław Śmieja. „EMG Mapping Technique for Pinch Meter Robot Extension”. W: *The Latest Developments and Challenges in Biomedical Engineering* (2024), s. 339–349. DOI: 10.1007/978-3-031-38430-1\_26.

- [94] M. Sok, M. Zavrl, B. Greif i M. Srpčič. „Objective assessment of WHO/ECOG performance status”. W: *Supportive Care in Cancer* 27 (2019), s. 3793–3798. DOI: 10.1007/s00520-018-4597-z. URL: <https://doi.org/10.1007/s00520-018-4597-z>.
- [95] T. Song, Z. Yan, S. Guo, Y. Li, X. Li i F. Xi. „Review of sEMG for Robot Control: Techniques and Applications”. W: *Applied Sciences* 13 (2023). DOI: <https://doi.org/10.3390/app13179546>. URL: <https://www.mdpi.com/2076-3417/13/17/9546>.
- [96] Name Surname i Name Surname. „Frank, D. L., Khorshid, L., Kiffer, J. F., Moravec, C. S., McKee, M. G. (2010). "Biofeedback in Medicine: Who, When, Why and How?". *Mental Health in Family Medicine.*” W: *Journal Title* 157.8 (2016), s. 1092–1113.
- [97] Name Surname i Name Surname. „Review of sEMG for Robot Control: Techniques and Applications”. W: *Journal Title* 157.8 (2016), s. 1092–1113.
- [98] *The E-LINK Systems Hand Rehabilitation EP21 / EP11*. URL: <https://www.biometricsltd.com/rehab-system-hand.htm> (term. wiz. 20.05.2024).
- [99] Siddhant Thukral, Stefan Kovac i Mounica Paturu. „t-test”. W: *Translational Interventional Radiology* (2023), s. 139–143. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-823026-8.00104-8>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128230268001048>.
- [100] Stanley J. Ulijaszek i C. G. Nicholas Mascie-Taylor. *Anthropometry: The Individual and the Population*. Cambridge: Cambridge University Press, 1994. ISBN: 9780511600500.
- [101] Max E. Valentinuzzi. „Sörnmo Leif, Laguna Pablo: Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications, Merletti Roberto, Parker Philip: Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications”. W: *Bio-Medical Engineering OnLine* 6 (2007), s. 27. ISSN: 1475-925X. DOI: 10.1186/1475-925X-6-27. URL: <https://doi.org/10.1186/1475-925X-6-27>.
- [102] C.G.T. Vance, D.L. Dailey, R.L. Chimenti, B.J. Van Gorp, L.J. Crofford i K.A. Sluka. „Using TENS for Pain Control: Update on the State of the Evidence”. W: *Medicina* 58 (2022), s. 1332. DOI: 10.3390/medicina58101332. URL: <https://doi.org/10.3390/medicina58101332>.
- [103] Kylie Wales, Lindy Clemson, Natasha Lannin i Ian Cameron. „Functional Assessments Used by Occupational Therapists with Older Adults at Risk of Activity and Participation Limitations: A Systematic Review”. W: *PLOS ONE* 11 (2016), s. 1–20. DOI: 10.1371/journal.pone.0147980. URL: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0147980>.

- [104] H. Wang, M. Lin, Z. Jin, H. Yan, G. Liu, S. Liu i X. Hu. „A 4-DOF Workspace Lower Limb Rehabilitation Robot: Mechanism Design, Human Joint Analysis and Trajectory Planning”. W: *Applied Sciences* 10 (2020), s. 4542. DOI: 10.3390/app10134542. URL: <https://doi.org/10.3390/app10134542>.
- [105] Lynne M. Weber i Joel Stein. „The use of robots in stroke rehabilitation: A narrative review”. W: *NeuroRehabilitation* 43.1 (2018), s. 99–110.
- [106] David A. Winter. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley Sons, Inc, 2009. ISBN: 9780470549148.
- [107] Eva Ejlersen Wæhrens, Anders Kottorp i Kristina Tomra Nielsen. „Measuring self-reported ability to perform activities of daily living: a Rasch analysis”. W: *Health and Quality of Life Outcomes* 19 (2021), s. 243. ISSN: 1477-7525. DOI: 10.1186/s12955-021-01880-z. URL: <https://doi.org/10.1186/s12955-021-01880-z>.
- [108] Chenglin Xie, Qianqian Yang, Yao Huang, Steven W. Su, Ting Xu i Rong Song. „A Hybrid Arm-Hand Rehabilitation Robot With EMG-Based Admittance Controller”. W: *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* 15 (2021), s. 1332–1342. DOI: 10.1109/TBCAS.2021.3130090.
- [109] Carolyn B. Yucha i Donald Montgomery. „Evidence-based practice in biofeedback and neurofeedback”. W: *Evidence-based practice in biofeedback and neurofeedback* (2008). URL: [https://digitalscholarship.unlv.edu/nursing\\_fac\\_articles/1](https://digitalscholarship.unlv.edu/nursing_fac_articles/1).
- [110] E. Zasadzka, S. Tobis, T. Trzmiel, R. Marchewka, D. Kozak, A. Rokseła, A. Pieczyńska i K. Hojan. „Application of an EMG-Rehabilitation Robot in Patients with Post-Coronavirus Fatigue Syndrome (COVID-19)—A Feasibility Study”. W: *International Journal of Environmental Research and Public Health* 19 (2022), s. 10398. DOI: 10.3390/ijerph191610398. URL: <https://doi.org/10.3390/ijerph191610398>.
- [111] Hao Zhang, Qing-Qi Zhou, He Chen, Xiao-Qing Hu, Wei-Guang Li, Yang Bai, Jun-Xia Han, Yao Wang, Zhen-Hu Liang, Dan Chen, Feng-Yu Cong, Jia-Qing Yan i Xiao-Li Li. „The applied principles of EEG analysis methods in neuroscience and clinical neurology”. W: *Military Medical Research* 10.1 (2023), s. 67.
- [112] Y. Zhang, X. Liu, X. Qiao i Y. Fan. „Trending Topics in Research on Rehabilitation Robots during the Last Two Decades: A Bibliometric Analysis”. W: *Machines* 10 (2022), s. 1061. DOI: 10.3390/machines10111061. URL: <https://doi.org/10.3390/machines10111061>.
- [113] E. Zvetkova, E. Koytchev, I. Ivanov, S. Ranchev i A. Antonov. „Biomechanical, Healing and Therapeutic Effects of Stretching: A Comprehensive Review”. W: *Applied Sciences* 13 (2023), s. 8596. DOI: <https://doi.org/10.3390/app13158596>.



# **Dodatki**



# Lista skrótów i symboli

ARAT	Action Research Arm Test
ADL	Activities of Daily Living
CAM	Continuous Active Motion
cm	Centymetr
CPM	Continuous Passive Motion
ECOG	Eastern Cooperative Oncology Group
EEG	Elektroencefalografia
EMG	Elektromiografia
FES	Functional Electrical Stimulation
FIM	Functional Independence Measure
GCS	Glasgow Coma Scale
GSR	Galvanic Skin Response
IADL	Instrumental Activities of Daily Living
kg	Kilogram
MMSE	Mini-Mental State Examination
mm	Milimetr
MAS	Modified Ashworth Scale's
MoCA	Montreal Cognitive Assessment
N	Newton
Nm	Niutonometr

OT Occupational Therapy

PCB Printed Circuit Board

RMS Root Mean Square

ROM Range of Motion

sEMG Powierzchniowa elektromiografia

TENS Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation

V Współczynnik zmienności

VR Virtual Reality

WHO World Health Organization

$\bar{x}$  Średnia arytmetyczna

$\mu\text{V}$  Mikrowolt

$\sigma$  Odchylenie standardowe



# Spis rysunków

2.1	Robot Fourier Intelligence WristMotus M1-W oraz akcesoria . . . . .	10
2.2	Robot Kinetec Maestra podczas treningu zginania/prostowania oraz pronacji/supinacji . . . . .	11
2.3	Robot TechCare CR2-Haptic podczas treningu pronacji/supinacji . . . . .	12
2.4	Urządzenie Biometrics E-LINK Upper Limb Exerciser razem z akcesoriami	13
2.5	Urządzenie Sanifit Manualex M12 . . . . .	14
3.1	Stella BIO - podczas sesji treningowej . . . . .	24
3.2	Stella BIO razem z akcesoriami . . . . .	25
3.3	Przewód pacjenta w konfiguracji 4+2 do urządzenia Stella BIO . . . . .	26
3.4	Elektroda do urządzenia Stella BIO . . . . .	26
3.5	Użytkownik podczas procesu kalibracji . . . . .	28
3.6	Układ pomiarowy do mierzenia siły zacisku . . . . .	28
3.7	Ułożenie elektrod na ręce . . . . .	29
3.8	Układ pomiarowy oraz ciężary wzorcowane . . . . .	30
3.9	Wyniki testu kalibracyjnego: zadane siła [N] i sEMG [ $\mu$ V] (odpowiednio czerwone i niebieskie linie) . . . . .	31
3.10	Obciążenie i korelacja RMS EMG . . . . .	32
3.11	Obiekty testowe i sposób ich trzymania . . . . .	32
3.12	Wartości RMS sEMG dla obiektów wymienionych w Tabeli 3.4. Każdy wykres przedstawia wartości uzyskane dla pojedynczego obiektu . . . . .	33
3.13	Użytkownik trzymający smartfon podczas procedury testowej . . . . .	34
4.1	Podłokietnik fotela Mezos SIT . . . . .	38
4.2	Ułożenie elektrod i numeracja kanałów pomiarowych . . . . .	38
4.3	Wykres RMS EMG dla ręki w ułożeniu płaskim z podparciem . . . . .	39
4.4	Wykres średniej arytmetycznej RMS EMG dla ręki w ułożeniu płaskim z podparciem . . . . .	39
4.5	Wykres RMS EMG dla ręki w ułożeniu płaskim bez podparcia . . . . .	40
4.6	Wykres średniej arytmetycznej RMS EMG dla ręki w ułożeniu płaskim bez podparcia . . . . .	40

5.1	Przygotowania modelu 3D do analizy ergonomicznej . . . . .	46
5.2	Symulacja zakresu widzenia dla pacjenta siedzącego - widok od boku . . .	47
5.3	Symulacja zakresu widzenia dla pacjenta siedzącego - widok izometryczny .	48
5.4	Meissa OT - widok izometryczny . . . . .	49
5.5	Meissa OT - widoczny element mocowania do blatu . . . . .	50
5.6	Meissa OT - przykładowe pozycje ustawienia głowicy robota . . . . .	50
5.7	Tablica wymiarowa dla ręki podczas chwytu . . . . .	51
5.8	Meissa OT - widok na styki komunikacyjne robota (czerowne zaznaczenie)	51
5.9	Meissa OT oraz końcówki - wskazana auto identyfikacja końcówek . . . . .	52
5.10	Kończówka typu pinchmeter - widok ogólny . . . . .	52
5.11	Meissa OT - użytkownik w trakcie demontażu końcówki z robota . . . . .	53
5.12	Meissa OT - użytkownik podczas treningu z końcówką typu dysk (rozmiar mały) w pozycji siedzącej . . . . .	53
5.13	Meissa OT - użytkownik podczas treningu z końcówką typu dysk (rozmiar mały) w pozycji stojącej . . . . .	54
5.14	Meissa OT - użytkownik ustawiony frontem do stołu podczas treningu z kończówką typu kula - realizowane zgięcie / wyprost nadgarstka . . . . .	55
5.15	Meissa OT - użytkownik ustawiony bokiem do stołu podczas treningu z kończówką typu kula - realizowane zgięcie / wyprost nadgarstka . . . . .	55
5.16	Szablon protokołu bazowania . . . . .	62
5.17	Screen z przebiegu gry "Cosmic Mission". . . . .	66
5.18	Proces kalibracji gry EMG pozwalający na dobór odwzorowania skurczu w trakcie rozgrywki. . . . .	66
5.19	Zdjęcie ekranu w czasie ustawienia zakresu ruchomości (pozycji) pacjenta do gry dynamometrycznej. . . . .	67
5.20	Ekran zakończenia gry sterowanej sygnałem EMG. . . . .	68
5.21	Kończówka typu pinchmeter - duża . . . . .	69
5.22	Kończówka typu śrubokręt lub klamka z funkcją pomiarową . . . . .	70
5.23	Kończówka typu kubek . . . . .	71
5.24	Kończówka: Dysk (rozmiar od lewej: pediatryczna, mała, średnia, duża . . .	72
5.25	Kończówka typu kula . . . . .	72
5.26	Kończówka typu śrubokręt (rozmiar od lewej mały, średni) . . . . .	73
5.27	Kończówka typu klamka . . . . .	74
5.28	Kończówka typu mieszacz . . . . .	75
5.29	Mezos SIT - widok od przodu . . . . .	77
5.30	Mezos SIT - widok od tyłu . . . . .	78
5.31	Mezos SIT - podłokietnik regulowany pod ramię . . . . .	79
5.32	Mezos SIT - podpora nogi prawa . . . . .	79
5.33	Mezos SIT - pacjent podczas treningu . . . . .	80

---

5.34	Mezos SIT - uchwyt ręki . . . . .	80
5.35	Mezos SIT - pas trzymający korpus . . . . .	81
5.36	Mezos SIT - pas uda . . . . .	81
5.37	Mezos SIT - moduł do funkcji leżanki . . . . .	81
6.1	Użytkownik siedzący na fotelu Mezos SIT z podpartym ramieniem, trenujący na końcówce typu Pinchmeter na robocie Meissa OT . . . . .	84



# Spis tabel

2.1	Kinetec Maestra - parametry techniczne . . . . .	11
3.1	Mezos SIT - Wymiary i waga urządzenia . . . . .	27
3.2	Mezos SIT - środowisko pracy urządzenia . . . . .	27
3.3	EMG RMS do oszacowania wartości siły . . . . .	31
3.4	Wartości RMS sEMG dla przykładowych codziennych obiektów . . . . .	34
4.1	Zestaw danych RMS EMG dla ręki w ułożeniu płaskim z podparciem, gdzie $\bar{x}$ - średnia arytmetyczna, $\sigma$ - odchylenie standardowe, V - współczynnik zmienności . . . . .	40
4.2	Zestaw danych RMS EMG dla ręki w ułożeniu płaskim bez podparcia, gdzie $\bar{x}$ - średnia arytmetyczna, $\sigma$ - odchylenie standardowe, V - współczynnik zmienności . . . . .	41
4.3	Wartość parametru p dla poszczególnych kanałów EMG wyznaczone za pomocą tabeli rozkładu t-Studenta . . . . .	41
5.1	Meisa OT - parametry techniczne . . . . .	58
5.2	Protokół programu terapeutycznego i auto diagnostyki dla "Chwyć i puść"	61
5.3	Protokół programu terapeutycznego i auto diagnostyki dla "Otwórz i zamknij rękę" . . . . .	62
5.4	Human Factors Validation Testing - pomiary czasu wymiany końcówki przez specjalistów, gdzie $t_1$ , $t_2$ , $t_3$ - czas wymiany oraz $t_{avg}$ - średni czas wymiany . . . . .	76
5.5	Human Factors Validation Testing - pomiary czasu wymiany końcówki przez operatorów, gdzie $t_1$ , $t_2$ , $t_3$ - czas wymiany oraz $t_{avg}$ - średni czas wymiany . . . . .	76