

WYDZIAŁ INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ
POLITECHNIKA ŚLĄSKA

ROZPRAWA DOKTORSKA

Dobór optymalnego łańcucha kinematycznego
oraz jednostek napędowych egzoszkieletu kończyny górnej

AUTOR
mgr inż. Mariusz Sobiech

PROMOTOR
prof. dr hab. inż. Wojciech Wolański

OPIEKUN POMOCNICZY
dr inż. Aleksander Sobotnicki

Zabrze, 2024

Pragnę serdecznie podziękować:

*Promotorowi pracy **prof. dr hab. inż. Wojciechowi Wolańskiemu** za nieocenioną pomoc, wsparcie merytoryczne oraz niezwykle cenne i konkretne wskazówki, które pozwoliły mi napisać niniejszą pracę. Pańska cierpliwość, otwartość na dyskusję, kreatywne podejście w poszukiwaniu rozwiązań problemów były dla mnie źródłem ogromnej inspiracji.*

*Opiekunom pomocniczym **dr inż. Aleksandrowi Sobotnickiemu** oraz **dr hab. inż. Januszowi Wróblowi** za nieocenione wsparcie merytoryczne, zaangażowanie, cenne rady i gotowość do pomocy podczas realizacji pracy. Wasza pomoc była dla mnie niezwykle cenna i motywująca.*

*Pracownikom Centrum Inżynierii Biomedycznej Sieci Badawczej Łukasiewicz - Krakowskiego Instytutu Technologicznego, w szczególności koledze **Andrzejowi Michnikowi**, oraz pracownikom Wydziału Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej, z którymi miałem przyjemność współpracować przy projekcie egzoszkieletu rehabilitacyjnego, a także tym, którzy wspierali mnie i pomagali podczas realizacji doktoratu.*

***Wszystkim**, którzy w jakikolwiek sposób przyczynili się do powstania tej pracy, zarówno poprzez wsparcie merytoryczne, jak i organizacyjne.*

*Na koniec chciałbym złożyć szczególne podziękowania mojej rodzinie. Moim córkom, **Alicji i Zuzannie**, za wyrozumiałość i cierpliwość, gdy poświęcałem czas na przygotowanie pracy doktorskiej. Moim Rodzicom, **Małgorzacie i Krystianowi**, za wiarę we mnie oraz za pomoc w pokonywaniu trudności.*

*Najgorętsze podziękowania kieruję do mojej żony, **Justyny**, za nieustające wsparcie, motywację, wyrozumiałość i cierpliwość. Dziękuję za Twoją obecność i pomoc w każdej chwili, bez Ciebie ta praca nie byłaby możliwa do zrealizowania.*

Spis treści

Streszczenie	7
Abstract.....	8
1. Wstęp.....	11
2. Budowa anatomiczna i funkcje kończyny górnej	13
2.1. Anatomia kończyny górnej	13
2.1.1. Obręcz kończyny górnej.....	14
2.1.2. Część wolna kończyny górnej	14
2.1.3. Układ mięśniowy kończyny górnej	16
2.2. Funkcja kończyny górnej	17
2.3. Cechy antropometryczne kończyny górnej	18
3. Przegląd aktualnej wiedzy i stanu techniki	23
3.1. Metody rehabilitacji kończyny górnej.....	23
3.2. Roboty i urządzenia rehabilitacyjne kończyny górnej	25
3.2.1. Rozwiązania studyjne/koncepcyjne.....	26
3.2.2. Rozwiązania komercyjne.....	33
3.3. Ocena stanu techniki	36
3.4. Analiza potrzeb medycznych	39
4. Cel i zakres pracy	41
4.1. Cel główny	41
4.2. Zakres prac	42
5. Założenia projektowe	45
5.1. Wymagania prawne i normatywny	47
6. Opracowanie trajektorii ruchów terapeutycznych.....	51
6.1. Analiza ruchów prostych.....	53
6.2. Analiza ruchów złożonych	56
6.3. Ruchy terapeutyczne kończyny górnej	60
7. Dobór optymalnego łańcucha kinematycznego	63
7.1. Koncepcje rozwiązań	64

7.1.1.	Koncepcja podstawy urządzenia	64
7.1.2.	Koncepcja egzoszkieletu	66
7.2.	Wielowariantowa analiza kinematyki egzoszkieletu rehabilitacyjnego.....	68
7.2.1.	Model kończyny górnej.....	69
7.2.2.	Wyniki analizy.....	70
7.3.	Modyfikacje konstrukcyjne rozwiązań koncepcyjnych	76
7.4.	Wybór najlepszego rozwiązania łańcucha kinematycznego	81
8.	Dobór jednostek napędowych egzoszkieletu kończyny górnej.....	85
8.1.	Rodzaje stosowanych napędów.....	85
8.2.	Dobór napędów egzoszkieletu	89
8.3.	Wybór jednostek napędowych	93
9.	Analiza wytrzymałościowa konstrukcji egzoszkieletu	101
9.1.	Analiza MES egzoszkieletu	101
9.1.1.	Przygotowanie modelu	102
9.1.2.	Warianty obliczeń.....	104
9.1.3.	Wyniki obliczeń.....	106
9.2.	Analizy wytrzymałościowe elementów konstrukcyjnych egzoszkieletu ...	108
9.2.1.	Analiza wyników dwóch koncepcji.....	113
10.	Budowa prototypu i jego weryfikacja	117
10.1.	Budowa prototypu	117
10.2.	Badania prototypu	121
10.2.1.	Doświadczalna weryfikacja wytrzymałości prototypu.....	124
10.3.	Badania laboratoryjne	127
11.	Wdrożenie	131
12.	Podsumowanie i wnioski.....	135
	Bibliografia.....	139
	Spis rysunków	144
	Spis tabel	149

Streszczenie

Rozprawa doktorska związana jest z tematyką zrobotyzowanej rehabilitacji kończyny górnej. Badania przeprowadzone w ramach pracy doktorskiej przyczyniły się do realizacji projektu egzoszkieletu kończyny górnej, a także mają stanowić podwaliny do rozwoju innych urządzeń rehabilitacyjnych będących przyszłymi projektami realizowanymi w Sieci Badawczej Łukasiewicz – Krakowski Instytut Technologiczny.

Poznanie budowy i biomechaniki kończyny górnej oraz określenie jej wartości antropometrycznych i zakresów ruchu w poszczególnych stawach stanowiło podstawę realizowanych badań. Przegląd istniejących rozwiązań robotów i urządzeń do rehabilitacji kończyny górnej pozwolił zdefiniować jaki jest obecny stan techniki na tle aktualnej wiedzy z obszaru inżynierii biomedycznej. W pierwszym etapie prac przeanalizowano rzeczywiste przemieszczenia kątowe w poszczególnych stawach kończyny górnej oraz wyznaczono rzeczywiste trajektorie ruchów terapeutycznych, prostych i złożonych. Na tej podstawie opracowano i przeanalizowano optymalne trajektorie wybranych punktów kończyn górnych w układzie przestrzenno-czasowym dla określonych niesprawności neurofizjologicznych.

W kolejnym etapie pracy doktorskiej opracowano różne modele łańcucha kinematycznego oraz dobrano napędy dla par kinematycznych zapewniających realizację opracowanych trajektorii. Powstałe koncepcje poddano analizie w celu uzyskania jak najszerzej ruchliwości urządzenia oraz minimalnych wartości momentów w napędzanych parach kinematycznych. Wypracowano odpowiednie zabezpieczenia związane z koniecznością eliminacji zagrożeń płynących z zastosowania elementów wykonawczych. Cyfrowe modele badawcze opracowanych koncepcji urządzenia umożliwiły przeprowadzenie analiz numerycznych, których celem był dobór cech materiałowych urządzenia oraz zapewnienie bezpieczeństwa i niezawodności funkcjonowania konstrukcji mechanicznej. Badania polegały na wyznaczeniu stanu przemieszczeń oraz naprężeń zredukowanych w konstrukcji, uwzględniając różne konfiguracje ustawienia egzoszkieletu.

Ostatni etap prac obejmował przeprowadzenie doświadczalnej weryfikacji prototypu i ostateczne dopracowanie konstrukcji mechanicznej, tak aby w pełni spełniła stawiane jej założenia. Finalnym efektem prac jest zaprojektowanie urządzenia, które będzie można wdrożyć do produkcji i stanowić będzie innowacyjną i uzupełniającą alternatywę dla urządzeń dostępnych na rynku.

Abstract

The doctoral dissertation is related to the subject of robotic rehabilitation of the upper limb. The research, carried out as a part of the doctoral dissertation, contributed to the implementation of the upper limb exoskeleton project, and is also intended to be the basis for the development of future projects on other rehabilitation devices that will be carried out in the Łukasiewicz Research Network – Krakow Institute of Technology.

Understanding the structure and biomechanics of the upper limb and determining its anthropometric values and ranges of motion in individual joints was the base of the research. The review of existing solutions for robots and devices for upper limb rehabilitation enabled defining the current state of the art in the considered field of bioengineering. In the first stage of the work, the actual angular displacements in individual joints of the upper limb were analysed and the actual trajectories of therapeutic, simple and complex movements were determined. On this basis, the optimal trajectories of selected points of the upper limbs in the spatio-temporal configuration for specific neurophysiological disabilities were developed and analysed.

In the next stage of the doctoral thesis, various models of the kinematic chain were developed and drives for kinematic pairs were selected to ensure the implementation of the developed trajectories. The resulting concepts were analysed to achieve the widest possible mobility of the device and minimum torque values in the driven kinematic pairs. Appropriate precautions related to the need to eliminate threats resulting from the use of actuators have been developed. Digital research models of the developed device concepts allowed for conducting numerical analyses, the aim of which was to select the material characteristics of the device and to ensure the safety and reliability of the mechanical structure. The research consisted in determining the state of displacements and reduced stresses in the structure, taking into account different configurations of the exoskeleton settings.

The last stage of work included experimental verification of the prototype and final refinement of the mechanical design so that it fully meets the assumptions set for it. The effect of the work is the development of a device that can be implemented into production and will be an innovative and complementary alternative to similar devices available on the market.

1. Wstęp

Obserwowany wzrost liczby osób z niepełnosprawnością ruchową oraz w podeszłym wieku zwiększa zapotrzebowanie społeczeństwa na rehabilitację i fizjoterapię. Światowa Organizacja Zdrowia (WHO) szacuje, że obecnie na świecie żyje niecałe 1,3 miliarda osób niepełnosprawnych, a liczba osób starszych, które wymagają opieki może wynosić nawet 2,1 mld już w 2050 roku [58], [60]. Przy ograniczonych środkach finansowych wielu państw, jak i niewystarczającej liczbie personelu medycznego, który mógłby rehabilitować i świadczyć usługi poprawiające jakość życia wspomnianej grupy społecznej, rośnie potrzeba zastosowania urządzeń wspomagających proces rehabilitacji [58]. Wykorzystanie w tym przypadku robotów rehabilitacyjnych wydaje się być dobrą alternatywą, która może nie tylko ułatwić dostęp do rehabilitacji chorych, ale dodatkowo zwiększyć efektywność prowadzonej terapii. Roboty rehabilitacyjne cechują się wysoką precyzją i powtarzalnością wykonywanych ćwiczeń, mogą pracować praktycznie bez przerw, a ich dostępność jest coraz większa [37]. Urządzenia te odciążają personel medyczny, a przy okazji zapewniają zbliżoną jakość terapii przy mniejszej liczbie zaangażowanych terapeutów. Obecnie w krajach wysoko rozwiniętych częstą przyczyną częściowej niepełnosprawności są choroby cywilizacyjne – np. udary mózgu, które w większości przypadków prowadzą do niedowładów połowicznych lub znacznego ograniczenia możliwości samodzielnego poruszania się. Duży procent utraconej sprawności i znaczną poprawę jakości życia, można odzyskać poprzez podjęcie szybkiej i długotrwałej rehabilitacji. Do rehabilitacji kończyn górnych i dolnych z powodzeniem mogą być wykorzystywane roboty terapeutyczne, gdzie udział fizjoterapeuty zostałby znacznie zmniejszony przy uzyskiwaniu podobnych efektów wykonywanej terapii.

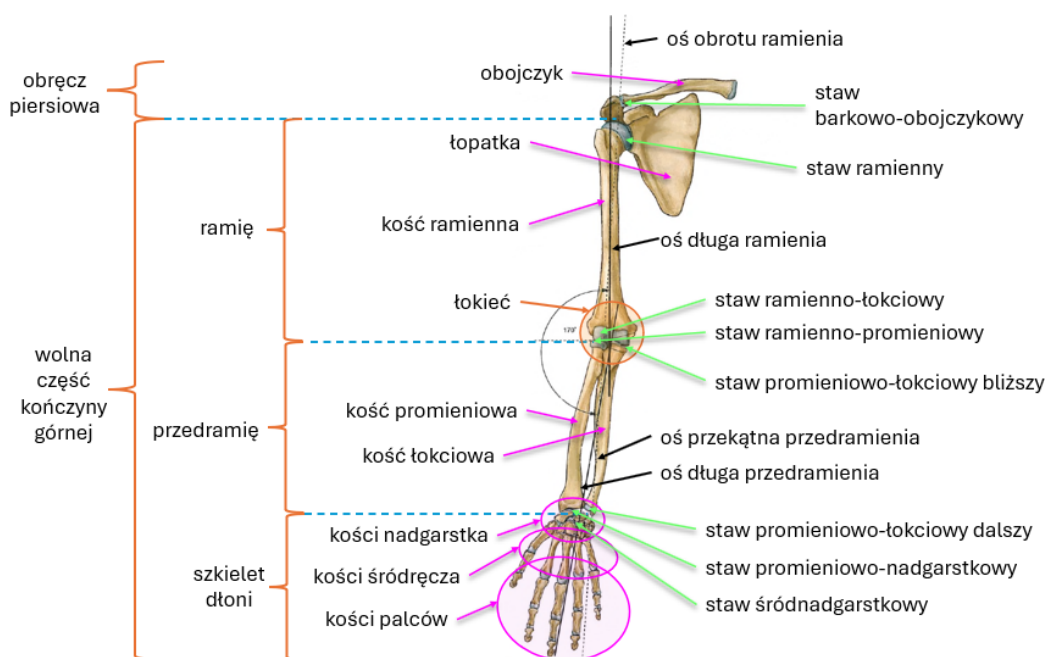
Realizacja niniejszego doktoratu jest odpowiedzią na opisaną sytuację. Praca doktorska ma charakter wdrożeniowy, której przedmiotem jest oryginalne rozwiązanie w zakresie zastosowania wyników własnych badań naukowej w sferze gospodarczej. Jej kluczowy efekt stanowi powstanie egzoszkieletu rehabilitacyjnego. W Krakowskim Instytucie Technologicznym, wcześniej Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrze, wchodzącym w skład Sieci Badawczej Łukasiewicz, w kooperacji z partnerem przemysłowym, zrealizowany został projekt nr POIR.01.02.00-00-0014/17 pod tytułem „Egzoszkielec do wielopłaszczyznowej rehabilitacji kończyn górnych w środowisku wirtualnym z siłowym sprzężeniem zwrotnym”. Partner przemysłowy wdraża jego efekt w postaci urządzenia rehabilitacyjnego do własnej działalności gospodarczej poprzez rozpoczęcie jego produkcji i sprzedaży. Efekty realizacji pracy doktorskiej przyczyniły się w znaczny sposób do realizacji przede wszystkim tego projektu, w którym Doktorant pełnił funkcję głównego konstruktora mechanika, będąc odpowiedzialnym za konstrukcję mechaniczną urządzenia.

2. Budowa anatomiczna i funkcje kończyny górnej

2.1. Anatomia kończyny górnej

Biomechanika kończyny górnej wynika bezpośrednio z jej złożonej struktury i wzajemnego oddziaływania elementów układu kostnego, mięśniowego, stawów i licznych więzadeł. Szkielet stanowi bierną (pasywną) część kończyny górnej. Zapewnia zachowania określonego kształtu kończyny i tworzy miejsce przyczepu mięśni. Połączenia stawowe zapewniają ruchome połączenia między kośćmi. Aktywną część kończyny górnej stanowią mięśnie szkieletowe, których działanie kontrolowane jest przez bodźce z ośrodkowego układu nerwowego.

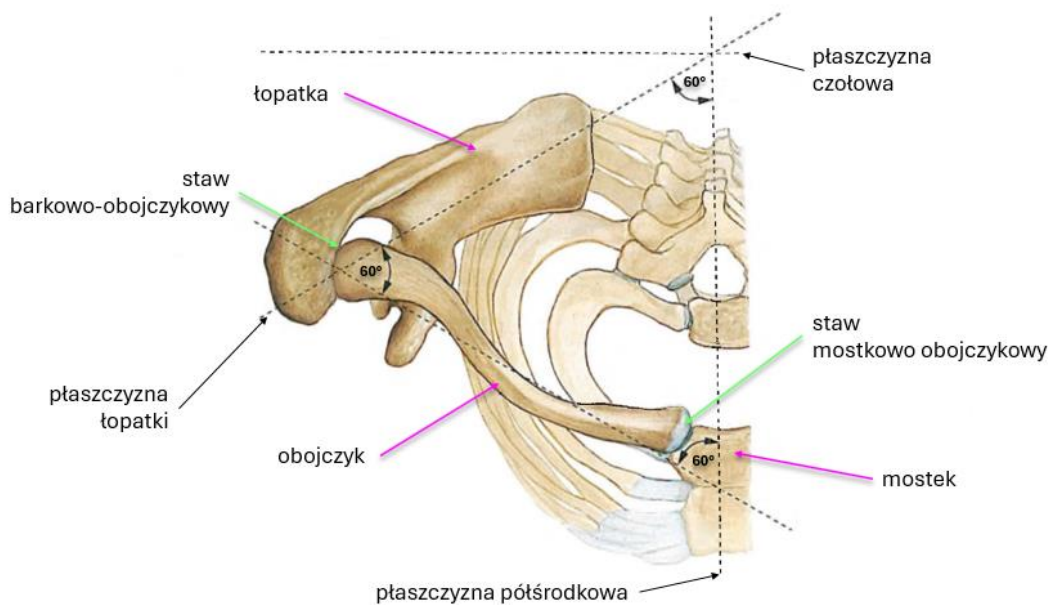
W strukturze kończyny głównej wyróżnić należy obręcz kończyny górnej, zwaną obręczą piersiową oraz część wolną kończyny górnej, które łączą się w okolicy barkowej [46]. Układ kostny stanowi 37 kości, a ich ruch możliwy jest dzięki ruchomym połączeniom kości, stawom oraz liczny mięśniom (Rys. 1).



Rys. 1 Struktura anatomiczna kończyny górnej człowieka [46]

2.1.1. Obręcz kończyny górnej

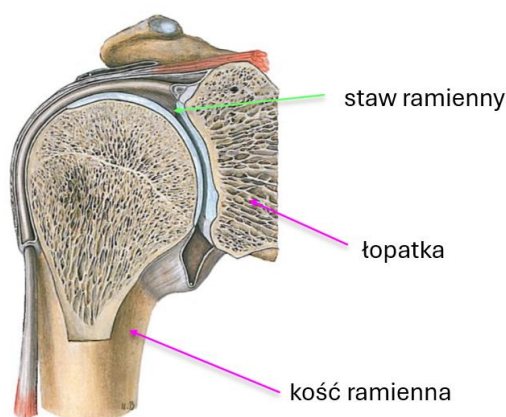
Budowę obręczy kończyny górnej przedstawia Rys. 2. Połączenie kości obręczy piersiowej z tułowiem realizowane jest za pomocą stawu mostkowo-obojczykowego (obojczyk). Ruchy w stawie mostkowo-obojczykowym odpowiadają ruchom w stawie kulistym, tj. zachodzą dookoła trzech osi ustawionych prostopadłe względem siebie: ruchy góra-dół, przód-tył oraz obrót obojczyka. Kości obręczy piersiowej (łopatkę oraz obojczyk) łączy, również kulisty, staw barkowo-obojczykowy. Trwałość i stabilność połączenia obręczy kończyny górnej z tułowiem zapewniają liczne więzadła występuje w obu stawach [3], [55].



Rys. 2 Obręcz kończy górnej prawej [46]

2.1.2. Część wolna kończyny górnej

Część wolną kończyny górnej stanowi ramię, przedramię oraz dłoń które połączone są stawami. Kulisty staw ramienny stanowi miejsce przyczepu wolnej części kończyny górnej z obręczą piersiową. Staw ramienny łączy głowę kości ramiennej z wydrążeniem stawowym łopatki (Rys. 3). Torebkę stawową wzmacniają liczne więzadła oraz włókna mięśniowe, co umożliwia szeroki zakres ruchu w trzech płaszczyznach strzałkowej, czołowej i poprzecznej oraz zabezpiecza przez obciążeniami w czasie opierania się na rękach [46], [3].

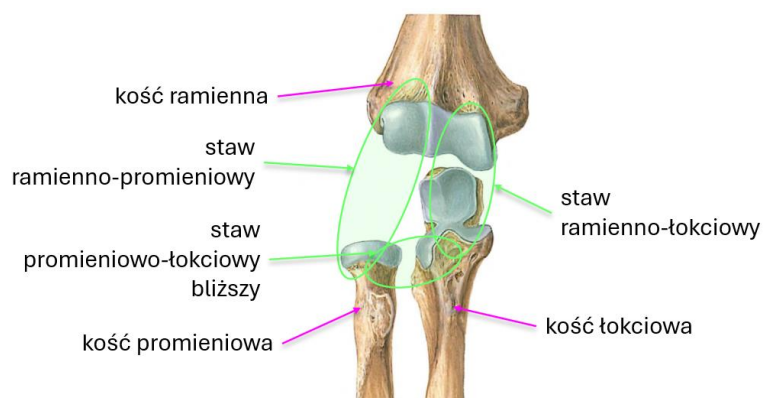


Rys. 3 Staw ramienny [46]

W układzie kostnym części wolnej wyróżnia się :

- kość ramienną – największą i najdłuższą kość układu kostnego kończyny górnej,
- kości przedramienia – kość promieniowa i łokciowa połączone ze sobą mocną błoną międzykostną,
- szkielet dłoni – zbudowany z kości nadgarstka, śródręcza oraz palców (paliczków).

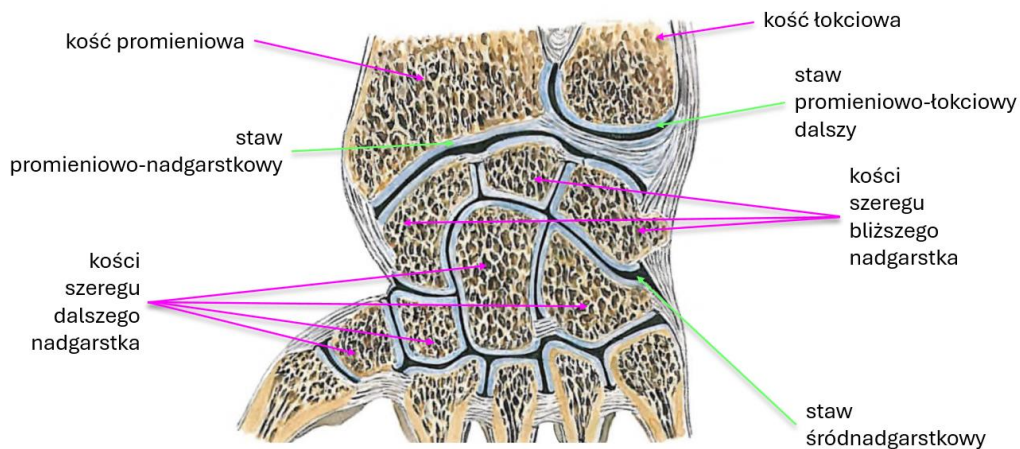
Połączenie kości ramiennej oraz kości przedramienia stanowi staw łokciowy. Jest to staw złożony, który tworzą anatomicznie złączone stawy proste: ramiennie-łokciowy, ramiennie-promieniowy oraz promieniowo-łokciowy bliższy. Budowę stawu przedstawia Rys. 4. W stawie zachodzą ruchy zawiasowe (staw ramiennie-łokciowy) oraz kuliste (stawy ramiennie-promieniowy oraz promieniowo-łokciowy bliższy), stąd staw łokciowy ze względów czynnościowych klasyfikowany jest jako staw dwuosiowy, zawiasowo-obrotowy [46]. W trakcie wykonywania ruchów przedramienia, obrotu do wewnątrz i na zewnątrz, kość promieniowa zmienia swoje położenie względem kości łokciowej. Ruch ten wspierany jest przez kulisty staw promieniowo-łokciowy dalszy znajdujący się w okolicy nadgarstka.



Rys. 4 Staw łokciowy [46]

Ruch w obrębie nadgarstka wynika z połączeń stawowych pomiędzy kością promieniową a ośmioma kośćmi nadgarstka ułożonymi w dwa szeregi (bliższy i dalszy). Połączenia przedstawiono na Rys. 5. Staw promieniowo-nadgarstkowy zaliczany jest

do dwuosioowych eliptycznych stawów i odpowiada głównie za ruchy odwodzenia oraz zgięcia dłoniowego. Zgięcie grzbietowe zachodzi w zakresie dwuosioowego stawu śródnadgarstkowego łączącego kości szeregu bliższego i dalszego nadgarstka [46], [55].

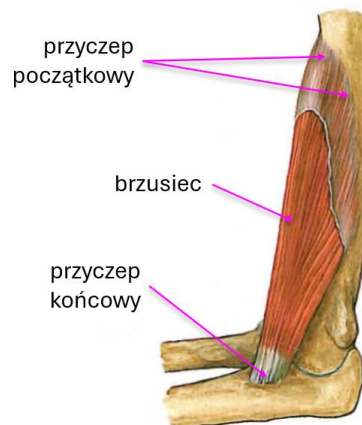


Rys. 5 Stawy nadgarstka [46]

Liczne stawy i więzadła zapewniają ruchomość poszczególnych paliczków. Z uwagi na brak uwzględnienia w projekcie doktorskim ruchów w obrębie palców, połączenia kości palców nie będą szczegółowo omawiane.

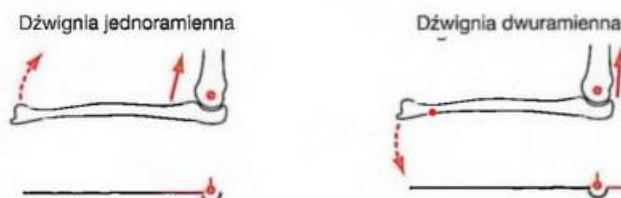
2.1.3. Układ mięśniowy kończyny górnej

Ruch kończyny górnej możliwy jest dzięki nieustannej pracy układu mięśniowego. Skurcz mięśni szkieletowych (poprzecznie prążkowanych) prowadzi do przemieszczania się kości w połączeniach stawowych. Czynność ta jest zależna od woli człowieka i można ją kontrolować w zależności od potrzeb. Każdy z mięśni szkieletowych zbudowany jest z licznych ścięgien stanowiących przyczepy początkowe i końcowe (bardziej ruchome) oraz z brzusca. Zwykle mięśnie przebiegają skośnie do osi stawu (Rys. 6).



Rys. 6 Budowa mięśnia szkieletowego na przykładzie mięśnia ramiennego [46]

Od strony mechanicznej ruchome połączenia stawowe kości stanowią dźwignię, dla której punktem podparcia jest staw. W obrębie kończyny górnej wyróżnić można dźwignie jednostronne i dwustronne (Rys. 7). W dźwigni jednostronnej przyłożone siły działają w różne strony, ale położone są z jednej strony punktu podparcia. Jeśli obie siły mięśniowe (zginające i prostujące) działają w jednym kierunku, powstaje dźwignia dwustronna. Tego rodzaju dźwignie ułatwiają zachowanie równowagi statycznej i kinetycznej.



Rys. 7 Typy dźwigni w kończynie górnej [46]

Siła z jaką działa mięsień i jego przekrój fizyczny są wprost proporcjonalne do siebie. Siła mięśniowa zależy też od długości ramienia dźwigni, czyli osi mięśnia przebiegającego prostopadłe do osi stawu – im większe ramię tym większa siła działania mięśnia [46]. Istotny jest również punkt przyłożenia siły i jego odległość od osi obrotu w danym stawie.

Mięśnie nie okazują swojej siły w odrębnych stawach, nie działają pojedynczo, lecz tworzą złożone łańcuchy kinematyczne – siła pozornie nieistotnego mięśnia może wpływać pośrednio na ruch w oddalonych od niego stawie. Każdy ruch człowieka wywołwany jest przez działanie całych grup mięśni.

2.2. Funkcja kończyny górnej

Kończyna górna stanowi niezwykle ważną część ciała człowieka, umożliwiając wykonywanie podstawowych czynności życiowych. Jej złożona budowa anatomiczna i funkcjonalna daje możliwość wykorzystania jej w wielu obszarach naszego życia. Poza funkcjami mechanicznymi, chwytowymi i manipulacyjnymi, jest istotnym narzędziem sensorycznym i komunikacyjnym.

Funkcje kończyny górnej są funkcjami podstawowymi dla człowieka, a ich brak lub stałe albo chwilowe ograniczenie uznawane jest jako jedna z najbardziej dokuczliwych konsekwencji wielu zmian patologicznych. Jakość życia zależna jest od stopnia realizacji funkcji kończyny górnej. Niedomagania w funkcjonowaniu choćby jednej kończyny przekładają się negatywnie na wiele aspektów życia, między innymi takich jak:

- wykonywane czynności życia codziennego (higienie osobista, przygotowywanie posiłków, itp.),

- możliwości pracy i nauki (odręczne pisanie, korzystanie z urządzeń, np. komputera, kierowanie pojazdami),
- integracja z najbliższym otoczeniem (zmysł dotyku, odczucie kształtu, tekstury, temperatury, możliwości chwytne i manipulacyjne, itp.),
- współuczestnictwo w życiu społecznym (komunikacja niewerbalna, gestykulowanie, podawanie ręki, itp),
- kontrolowanie postawy ciała (stabilizacja ciała, ruchy związane z zachowaniem równowagi i koordynacją). [38]

Z uwagi na swoją budowę i wielozadaniowość kończyna górna jest szczególnie narażona na różnego rodzaju urazy, które mogą mieć poważne i konsekwencje dla funkcjonowania i jakości życia. Stanowi to powód do nieustannych badań lekarzy, fizjoterapeutów, a także specjalistów z zakresu biomechaniki, którzy starają się diagnozować, leczyć oraz opracowywać najbardziej efektywne metody rehabilitacji, mające na celu przywrócenie sprawności kończyny górnej i minimalizację następstwa jej urazów [7], [18], [38].

2.3. Cechy antropometryczne kończyny górnej

W celu opisanego położenia i kierunku ruchu poszczególnych części ciała stosuje się umowne osie ciała oraz płaszczyzny odniesienia [46]. Wyróżnia się 3 głównie osie i powiązane z nimi płaszczyzny (Rys. 8):

- oś i płaszczyzna strzałkowa

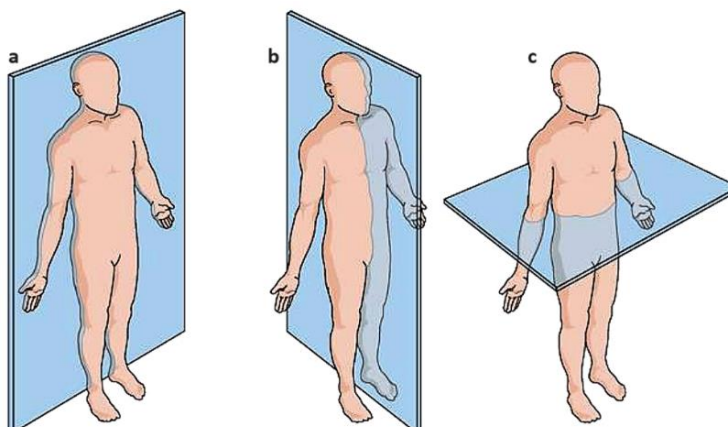
Oś strzałkowa wyznaczana jest poziomo od przodu do tyłu ciała. Biegąca wzdłuż płaszczyzna strzałkowa przechodzi przez nos dzieląc symetrycznie ciało człowieka na dwie części, prawą i lewą. Ruchy członów ciała w tej płaszczyźnie określane są jako zginanie i prostowanie.

- oś pionowa i płaszczyzna czołowa

Oś pionowa, prostopadła do osi strzałkowej, biegnie pionowo wzdłuż całego ciała od głowy do stóp. Płaszczyzna czołowa przebiega równoległe do kości czołowej i prostopadle do płaszczyzny strzałkowej dzieląc ciało na część brzuszną i grzbietową. Wykonywane ruchy to odwodzenie (od linii środkowej ciała) i przywodzenie (do linii środkowej ciała).

- oś i płaszczyzna poprzeczna

Przebiegająca prostopadle do osi pionowej i strzałkowej linia tworzy oś poprzeczną. Horyzontalnie przechodząca płaszczyzna poprzeczna jest równoległa do podłoża, ale prostopadła do płaszczyzny strzałkowej i czołowej. Dzieli ciało na część górną i dolną, a wykonany w tej płaszczyźnie ruch określany jest mianem obrotu (rotacji do wewnątrz i za zewnątrz).



Rys. 8 Płaszczyzny ciała człowieka : czołowa (a), strzałkowa (b) oraz poprzeczna (c) [39]

Wśród cech antropometrycznych kończyny górnej wpływających na proces projektowania robota rehabilitacyjnego znaczenie mają następujące wartości, odnoszące się do fizycznych cech i wymiarów kończyny górnej [4]:

- całkowitą długość kończyny – mierzoną od wyrostka barkowego do wyrostka rylcowatego kości łokciowej lub końca III palca dłoni,
- długość ramienia – mierzoną od wyrostka barkowego do nadkłykcia bocznego kości ramiennej,
- długość przedramienia – mierzoną od wyrostka łokciowego do wyrostka rylcowatego kości łokciowej,
- obwody segmentów kończyny górnej.

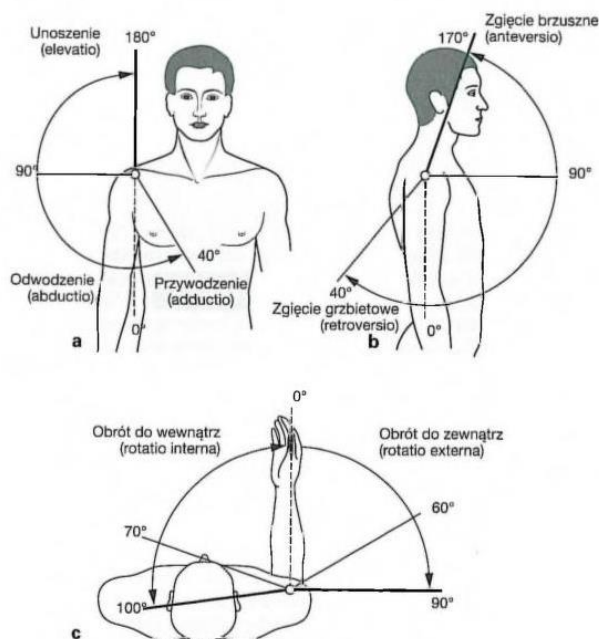
Tab. 1 Zestawienie cech antropometrycznych kończyny górnej

cecha antropometryczna	wartość
długość ramienia (mierzona od wyrostka barkowego łopatki do wyrostka łokciowego)	30 – 39 cm
długość przedramienia (mierzona od wyrostka łokciowego do wyrostka rylcowatego kości łokciowej)	25 – 33 cm
długość dłoni (mierzona od połowy linii środkowej łączącej wyrostek rylcowaty kości promieniowej i wyrostek rylcowaty kości łokciowej do opuszki III palca)	18 – 23 cm
całkowita długość kończyny górnej (mierzona od wyrostka barkowego łopatki do opuszki III palca)	73 – 95 cm
obwód ramienia (mierzony w najgrubszym miejscu)	26 – 44 cm
obwód przedramienia (mierzony w najgrubszym miejscu)	20 – 30 cm
szerokość dłoni (pomiędzy II a V kością śródreżca)	7 – 12 cm
wysokość tułowia w pozycji siedzącej (mierzona od guza kulszowego do wyrostka barkowego łopatki)	55 – 70 cm
wysokość tułowia w pozycji leżącej (mierzona od podłoża do wyrostka barkowego łopatki)	10 – 20 cm

Bazując na danych z atlasów antropometrycznych, przeglądzie literaturowym [2], [3], [4] oraz przeprowadzonych pomiarach określone zostały wymiary antropometryczne segmentów kończyny górnej oraz zakres ich zmienności, co przedstawiono w Tab. 1. Dane stanowią wartości uśrednione względem centyli, płci oraz wieku potencjalnych użytkowników (osób dorosłych).

Kończyna górna charakteryzuje się dużą obszernością wykonywanych ruchów, co wynika bezpośrednio z jej budowy anatomicznej. Ruchy kończyny są wynikiem ruchów w poszczególnych stawach, to jest w stawie barkowym, stawie łokciowym, nadgarstku oraz w stawach dłoni. Niniejsza praca dotyczy rozwiązań dla egzoszkieletu nieuwzględniającego ruchomości w zakresie stawów dłoni, dlatego też skupiono się na trzech pozostałych stawach.

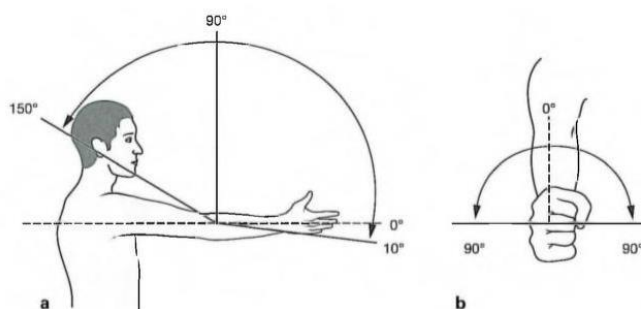
W stawie ramiennym wyznaczyć można ruchy we wszystkich płaszczyznach ciała. Pomimo tego, iż jest to staw kulisty, ruchy odwodzenia i zgięcia są ograniczone przez obręcz kończyny. Zakresy tych ruchów znacząco wzrastają, jeśli współuczestniczy w nich obręcz kończyny, wówczas obrót łopatki rozpoczyna fazę odwodzenia części wolnej kończyny w płaszczyźnie czołowej. Ruchy odbywają się kolejno w trzech płaszczyznach (Rys. 9): płaszczyzna strzałkowa to zginanie – prostowanie (wyprost 40° i zgięcie 90° , przy udziale obręczy wyprost 40° i zgięcie 170°), płaszczyzna czołowa to odwodzenie – przywodzenie (odwodzenie 90° i przywodzenie 40° , odwodzenie z łopatką 180°) oraz płaszczyzna poprzeczna, czyli rotacja zewnętrzna – rotacja wewnętrzna (rotacja wewnętrzna 70° i rotacja zewnętrzna 60° , przy udziale obręczy wewnętrzna 110° i zewnętrzna 90°).



Rys. 9 Zakresy ruchu w stawie ramiennym w płaszczyznach czołowej (a), strzałkowej (b) i poprzecznej (c) [46]

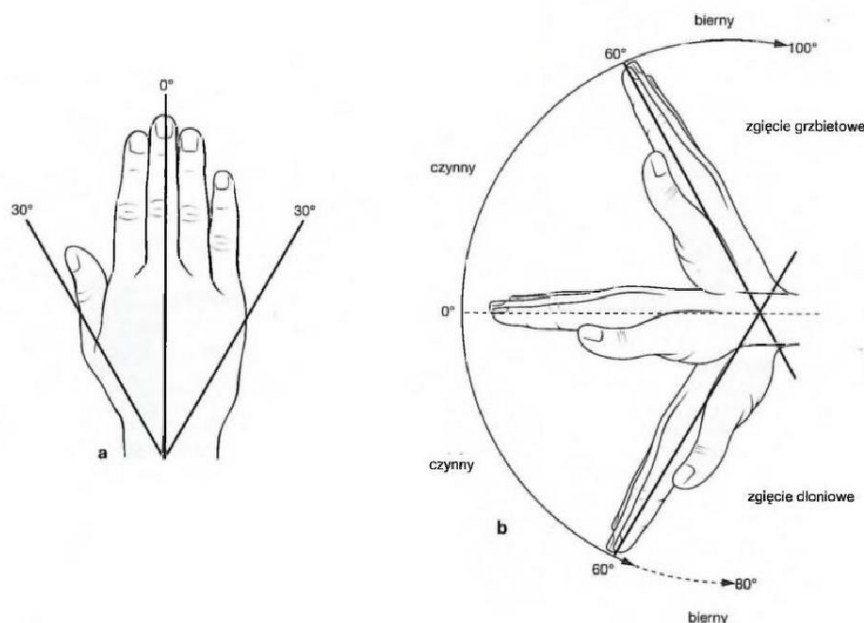
W pozostałych stawach kończyny górnej ruch odbywa się tylko w dwóch płaszczyznach. W stawie łokciowym to płaszczyzna strzałkowa (Rys. 10), a w niej ruch

zginanie – prostowanie (zgięcie 150° i wyprost 10°) oraz płaszczyzna poprzeczna, czyli rotacja przedramienia (supinacja 90° i pronacja 90°). Choć staw promieniowo-łokciowy jest stawem kulistym, to silne więzadła blokują w nim ruch przywodzenia i odwodzenia.



Rys. 10 Zakres ruchów w stawie łokciowym w płaszczyźnie strzałkowej (a) i poprzecznej (b) [46]

Natomiast w nadgarstku ruch odbywa się w płaszczyźnie strzałkowej: zgięcie dłoniowe 60° i zgięcie grzbietowe 60° , a także w płaszczyźnie czołowej: zgięcie promieniowe 30° oraz zgięcie łokciowe 30° (Rys. 11). Ruch zgięcia promieniowego i łokciowego zachodzi głównie w stawie promieniowo-nadgarstkowy, tak jak ruch zgięcia dłoniowego, tymczasem zgięcie grzbietowe ma miejsce przede wszystkim w stawie śródnadgarstkowym.



Rys. 11 Zakres ruchu w obrębie nadgarstka w płaszczyźnie czołowej (a) i strzałkowej (b) [46]

Zakresy ruchów są badane i opisane w wielu publikacjach, natomiast dla producenta wiążące są wymogi prawne i normy. Zestaw wytycznych i metody wykonywania pomiarów antropometrycznych powiązanych głównie z układem kostno-mięśniowym zebrano w formie normy ISOM (*International Standard of Orthopedic Measurements*). Określa ona międzynarodowy standard antropometrycznych pomiarów ortopedycznych. Choć nie należy do norm zharmonizowanych, zapewnia standaryzację pomiarów, gwarantując ich dokładność i powtarzalność. Do opisywania zakresów ruchu wykorzystywana jest metoda SFTR, której

nazwa wynika z angielskich nazw płaszczyzn: S– sagital (płaszczyzna strzałkowa), F– frontal (płaszczyzna czołowa), T– transverse (płaszczyzna poprzeczna) oraz R – rotation (ruchy rotacyjne). System SFTR precyzyjnie określa zakresy katowe ruchów w poszczególnych stawach. Porównanie wartości wynikających z normy ISOM oraz danych z literatury [46] zebrano w tabeli Tab. 2.

Tab. 2 Porównanie wartości zakresów ruchu pochodzących z literatury z normą ISOM

nazwa stawu	rodzaj ruchu	dane z literatury [46]	norma ISOM
staw ramienny	odwodzenie – 0 – przywodzenie	180 ⁰ -0 ⁰ -40 ⁰	170 ⁰ -0 ⁰ -40 ⁰
	wyprost – 0 – zgięcie	40 ⁰ -0 ⁰ -170 ⁰	50°-0°-170 ⁰ (płaszczyzna strzałkowa) 35°-0°-135° (płaszczyzna poprzeczna)
	rotacja zew. – 0 – rotacja wew.	110°-0°-90°	90°-0°-80°
staw łokciowy	wyprost – 0 – zgięcie	10°-0°-150°	0°-0°-150°
	supinacja – 0 – pronacja	90°-0°-90°	90°-0°-80°
staw nadgarstek	zgięcie grzbietowe – 0 – zgięcie dłoniowe	60°-0°-60°	50°-0°-70°
	zgięcie promieniowe – 0 – zgięcie łokciowe	30°-0°-30°	20°-0°-30°

3. Przegląd aktualnej wiedzy i stanu techniki

Temat pracy doktorskiej jest ściśle związany z procesem rehabilitacji kończyny górnej. Światowa Organizacja Zdrowia (WHO) definiuje rehabilitację jako grupę środków, których celem jest wsparcie osób doświadczających problemów z osiągnięciem i utrzymaniem optymalnego funkcjonowania [59]. Zadania rehabilitacji skupiają się wokół wsparcia indywidualnego funkcjonowania człowieka, np. poprzez poprawę funkcji motorycznych, jak i na usuwaniu barier na poziomie społecznym, między innymi przez montaż ramp dla wózków inwalidzkich. Konieczne jest rozpoznanie problemów i potrzeb konkretnego pacjenta oraz powiązanie ich z odpowiednimi czynnikami, tak aby zaplanowane i wdrażane działania rehabilitacyjne przyniosły zadowalające efekty. Intencją rehabilitacji jest przeprowadzanie procesu rehabilitacyjnego przy jak najmniejszym koszcie i wysiłku osoby rehabilitowanej oraz zespołu realizacyjnego, zapewniając jednocześnie osiągnięcie i utrzymanie możliwie największej sprawności fizycznej i psychicznej [26]. Wsparcie technologiczne procesu rehabilitacyjnego starzejącego się społeczeństwa stanowi klucz do zapewnienia pacjentom dostępu możliwie najlepszej opieki medycznej.

3.1. Metody rehabilitacji kończyny górnej

Rehabilitacja jest procesem ciągłym, w którym kolejne etapy nakładają się na siebie i wzajemnie uzupełniają. Polska Szkoła Rehabilitacji przedstawia powszechność, kompleksowość, wczesność i ciągłość jako główne założenia procesu rehabilitacji. Rehabilitacja powinna być powszechnie dostępna, czyli nie ograniczona rozpoznaniem chorobowym czy wiekiem pacjenta, i prowadzona w sposób ciągły do chwili uzyskania oczekiwanej sprawności [7]. Powinna rozpoczynać się na najwcześniejszym możliwym etapie procesu zdrowienia i kompleksowo obejmować wiele dziedzin życia przy zaangażowaniu zespołów różnych specjalistów, których wiedza i doświadczenia wzajemnie się uzupełniają. W celu uwzględnienia wszystkich potrzeb chorego wyróżnia się rehabilitacje:

- psychologiczną - wsparcie psychologiczne osoby z kalectwem lub niepełnosprawnością,
- społeczną - wsparcie osoby niepełnosprawnej do możliwie pełniej samodzielności,
- zawodową - ułatwienie funkcjonowania zawodowego,
- medyczną/leczącą - przywrócenie sprawności ruchowej [7].

Rehabilitacja medyczna jest integralnym elementem leczenia wielu chorób. Polega na stosowaniu dostępnych metod w celu przywrócenia maksymalnej możliwej sprawności i wyeliminowania objawów urazu zwiększając komfort pacjenta. Jako proces interdyscyplinarny łączy różne formy terapii i wsparcia, nie tylko terapię za pomocą metod fizycznych, ale również logopedię czy psychoterapię. Fizjoterapia stanowi gałąź medycyny, u podstawy której leży diagnozowanie, leczenie i przeciwdziałanie dysfunkcjom układu mięśniowo-szkieletowego, nerwowego i krążeniowego. Zabiegi fizjoterapeutyczne podzielić można na:

- kinezyterapię – nazywaną inaczej rehabilitacją ruchową,
- fizykoterapię – leczenie z użyciem zjawisk fizycznych takich jak ultradźwięki, prąd elektryczny, pole magnetyczne, temperatura czy promieniowanie,
- masaż leczniczy.

Tematyka pracy doktorskiej powiązana jest z kinezyterapią bazującą na wykorzystaniu ruchu jako środka leczniczego. W kinezyterapii wykorzystywane są różne formy aktywności fizycznej: ćwiczenia czynne wolne i oporowe, ćwiczenia bierne, terapia manualna. Wybór odpowiedniej metody zależy od oceny stanu pacjenta. W zależności od zakresu oddziaływania ćwiczeń wyróżnia się kinezyterapię miejscową, obejmującą wysiłek lokalny w określonym obszarze, np. stawie łokciowym, oraz kinezyterapię ogólną oddziałującą na cały organizm, usprawniającą również pracę układu oddechowego i krwionośnego [5].

Koncepcją kinezyterapii stworzoną z myślą o pacjentach ze schorzeniami w obrębie układu kostno-stawowego, mięśniowego czy nerwowego jest metoda PNF (proprioceptywne torowanie nerwowo-mięśniowe, ang. *proprioceptive neuromuscular facilitation*) [1]. Metoda skupia się na wspieraniu procesu odzyskiwania utraconych w wyniku choroby umiejętności ruchowych (tzw. procesu nauczania motorycznego, ang. *motor learning*), bazując na trójwymiarowych wzorcach funkcjonalnych. Koncepcja uwzględnia stymulację receptorów ruchu oraz pozycji ciała (odczuwanie propriocepcji) z zaangażowaniem elementów układu mięśniowego i nerwowego. Celem metody jest niwelowanie zaburzeń i przywracanie pacjentom prawidłowych wzorców ruchowych poprzez wykorzystanie sprawniejszych grup mięśniowych dla pobudzenia funkcji tych o ograniczonej sprawności i uruchomienia ich aktywności. W ramach metody PNF stosuje się techniki synergistyczne oraz antagonistyczne. Techniki synergistyczne działają na mięśnie wykonujące dany ruch, natomiast techniki antagonistyczne pobudzają również grupy mięśni przeciwnych poprawiając równowagę mięśniową i zwiększając zakres ruchu.

3.2. Roboty i urządzenia rehabilitacyjne kończyny górnej

Pierwsze manipulatory rehabilitacyjne, będące prekursorami współczesnych robotów zbudowano we wczesnych latach sześćdziesiątych XX wieku, a prace w bardziej specyficznej dziedzinie robotyki rehabilitacyjnej rozpoczęto w połowie lat 70-tych [20]. Choć początkowo zastosowanie robotów w rehabilitacji koncentrowało się bardziej na zastępowaniu utraconych funkcji u osób z niepełnosprawnością ruchową, w ciągu ostatnich dwóch dekad coraz więcej badań koncentruje się na zastosowaniu robotów w fizjoterapii. Istotny rozwój tej technologii miał miejsce w ciągu ostatnich 15 lat, co widać po narastającej prawie wykładniczo ilości publikacji z tego obszaru, w trakcie prowadzonego wyszukiwania w bazie PubMed (Medline).

Rosnące zapotrzebowanie na efektywne i nowoczesne metody leczenia pacjentów wpływa na rozwój wielu dziedzin medycyny, w tym na rozwój rynku robotów i urządzeń rehabilitacyjnych. Choć w Polsce jest on na wczesnym etapie, to w skali globalnej istnieje wiele firm i instytucji specjalizujących się w zaawansowanych technologiach robotyki rehabilitacyjnej. Roboty, nierzadko wspierane sztuczną inteligencją oraz systemami zintegrowanymi z wirtualną rzeczywistością, stanowią integralną część systemów medycznych w nowoczesnych klinikach rehabilitacyjnych. Rozwój robotyki medycznej wspierany jest nie tylko ze środków rządowych lub unijnych, ale też przez prywatnych inwestorów (np. firm farmaceutycznych i technologicznych).

Współczesne nastawienie społeczeństwa w różnych dziedzinach życia ukierunkowane jest na minimalizację kosztów i pracy a maksymalizację efektów [22]. W stosunku do procesu rehabilitacji, pojawienie się robotów wpływa na znaczny spadek kosztów rehabilitacji, zarówno po stronie pacjenta (np. dojazd na rehabilitację), jak i personelu medycznego. Terapeuta może obsługiwać kilka urządzeń zrobotyzowanych lub wykonywać inne prace, co obniża koszty osobowe [43]. Dodatkowo wspomagana przez robota terapia zapewnia pomiary ilościowe, czym wspiera obserwację i ocenę postępów rehabilitacji pacjenta. Wiele firm i jednostek badawczych podejmuje się zadania stworzenia robota rehabilitacyjnego, który wesprze i usprawni zarówno diagnostykę, jak i terapię. Urządzenia w różnym stopniu wspomagają ruchy pacjentów, oparte są na różnych systemach sterowania dzięki czemu mogą być dedykowane do określonych schorzeń [56].

Pod pojęciem egzoszkieletu (szkieletu zewnętrznego) należy rozumieć urządzenie mocowane na zewnątrz ciała użytkownika. Zadaniem urządzenia jest wzmocnienie siły mięśni, wsparcie procesu rehabilitacji czy sterowanie obiektami rzeczywistymi i wirtualnymi wykorzystując sprzężenie zwrotne. W literaturze spotkać można różne sposoby klasyfikowania egzoszkieleatów w zależności od przyjętego kryterium [10], [12], [24]:

- preferowane segmenty kończyny górnej – robot egzoszkieletowy ręki, przedramienia, ramienia lub robot egzoszkieletowy łączący te segmenty,
- posiadana liczba stopni swobody,
- rodzaj zastosowanych elementów wykonawczych (silniki elektryczne, sztuczne mięśnie pneumatyczne, siłowniki hydrauliczne lub inne typy),
- metody przenoszenia mocy (napęd przekładniowy (*gear drive*), napęd ciągnowy (*cable drive*), mechanizm połączeniowy (*linkage mechanism*) lub inne),
- zastosowanie egzoszkieletu (roboty rehabilitacyjne, wspomagające, roboty specjalnego zastosowania).

Cechą wspólną wszystkich modeli egzoszkieleatów jest dbanie o bezpieczeństwo użytkownika. Konstrukcja powinna ograniczać możliwość wystąpienia niekontrolowanych ruchów, które mogłyby być groźne dla pacjenta lub spowodować uszkodzenie samego urządzenia.

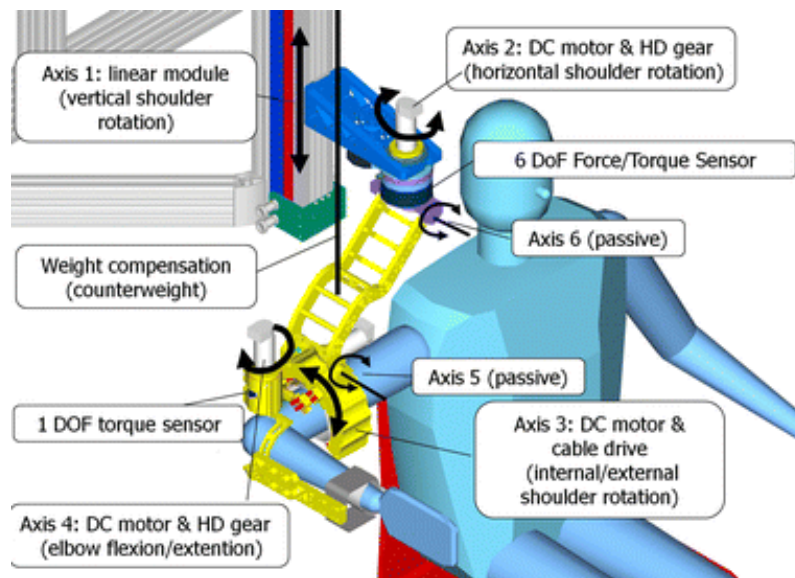
W dalszej części omówione zostaną dostępne na rynku rozwiązania oraz prototypy urządzeń rehabilitacyjnych, które pozostają w fazie badań. Przegląd dotyczy wyłącznie robotów obejmujących rehabilitację całej kończyny, od stawu barkowego do stawu nadgarstkowego. Analiza stanu techniki w tym obszarze została również zaprezentowana we współautorskim artykule pod tytułem "*Brief Overview Upper Limb Rehabilitation Robots/Devices*" ([53]), który został opublikowany w „Digital Interaction and Machine Intelligence” wydawnictwa Springer (https://doi.org/10.1007/978-3-031-11432-8_29).

3.2.1. Rozwiązania studyjne/koncepcyjne

Rynek robotów medycznych jest ściśle ograniczony normami i wymaganiami prawnymi, stąd znaczna część urządzeń pozostaje jedynie na etapie studyjnym. Ich nieustanny rozwój odgrywa fundamentalną rolę w postępie badań nad rehabilitacją i leczeniem zaburzeń motorycznych, dostarczając danych oraz umożliwiając rozwijanie nowych technologii i metod. W kontekście rehabilitacji, urządzenia studyjne mogą obejmować zaawansowane systemy monitorujące, analizatory ruchu, egzoszkielety oraz inne technologie wspomagające badania nad poprawą funkcji motorycznych. W ramach rozdziału omówione zostaną wybrane przykłady koncepcyjnych rozwiązań opracowanych przez jednostki krajowe i zagraniczne.

ARMin

W 2007 roku na uniwersytecie w Zurychu, przy współpracy z firmą Hocoma oraz lekarzami terapeutami z zurychskiej kliniki opracowano urządzenie do wielopłaszczyznowej rehabilitacji kończyny górnej – ARMin [42], [43]. Zadaniem robota było wsparcie treningu ADL (wykonywanie prostych czynności życia codziennego). Pierwotnie charakteryzował się on sześcioma stopniami swobody, z których cztery były napędzane natomiast dwa pozostałe były pasywne [41]. Dopiero w następnej wersji (ARMin II) pasywne stopnie swobody zastąpiono aktywnymi poprzez dodanie napędów, umożliwiając ruch przedramienia oraz nadgarstka. Natomiast kolejna wersja – Armin III stała się podstawą do powstania urządzenia, które zostało skomercjalizowane przez firmę Hocoma jako urządzenie Armeo®Power. Struktura mechaniczna urządzenia ARMin zaprezentowana została na Rys. 12.



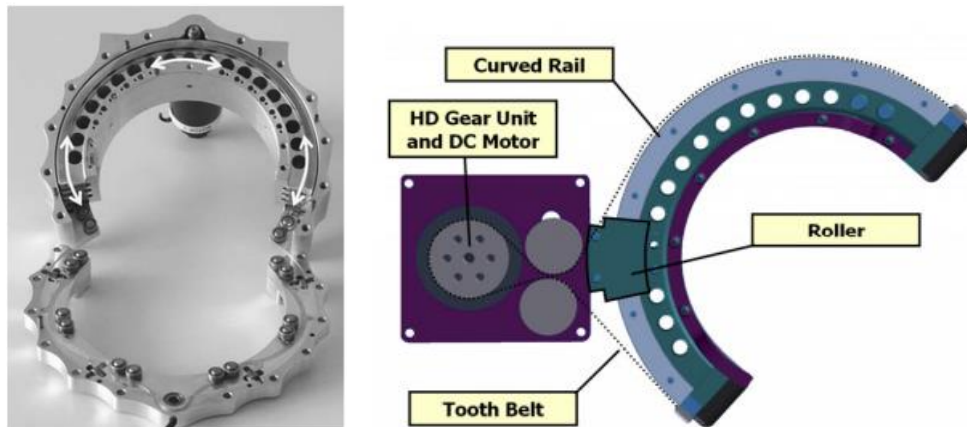
Rys. 12 Struktura mechaniczna robota ARMin [43]

Urządzenie napędzane jest silnikami firmy Maxon serii RE, czyli silnikami prądu stałego z grafitowymi szczotkami. Silniki sprzężone są z przekładniami harmonicznymi, co przedstawiono w Tab. 3.

Tab. 3 Zestawienie napędów poszczególnych osi urządzenia ARMin (opracowano na podstawie [42], [43])

ruch	przekładnia	typ silnika
I: ruch ramienia w płaszczyźnie czołowej	śruba kulowa, 10 mm/obrót	szczotkowy DC, Maxon RE40
II: ruch ramienia w płaszczyźnie poprzecznej	harmoniczna Harmonic Drive 1:100	szczotkowy DC, Maxon RE35
III: wewnętrzny/ zewnętrzny rotacja ramienia	przekładnia cięgnowa 1:24.5	szczotkowy DC, Maxon RE40
IV: zginanie/prostowanie łokcia	harmoniczna Harmonic Drive 1:100	szczotkowy DC, Maxon RE35

Rotację wewnętrzną/zewnętrzną barku uzyskuje się przez specjalnie wykonany moduł obrotowy składający się z dwóch półcylindrów. Element wewnętrzny prowadzony jest przez 32 łożyska kulkowe zamontowane w elemencie zewnętrznym. Napęd realizują linki stalowe zamontowane do końców półcylindra wewnętrznego, które przetaczają się przez wał napędowy silnika [41]. Wykorzystanie takiego rodzaju prowadnic umożliwi przenoszenie obciążeń w kilku stopniach swobody, umożliwiając ruch kołowy o niskim tarciu. Szczegółowy model przekładni i mechanizmu działania przestawiono na Rys. 13.



Rys. 13 Moduł obrotowy ramienia do wewnętrznego/zewnętrznego obrotu barku [6]. Silnik prądu stałego napędzający przekładnię Harmonic Drive z podłączonym wałem wyjściowym

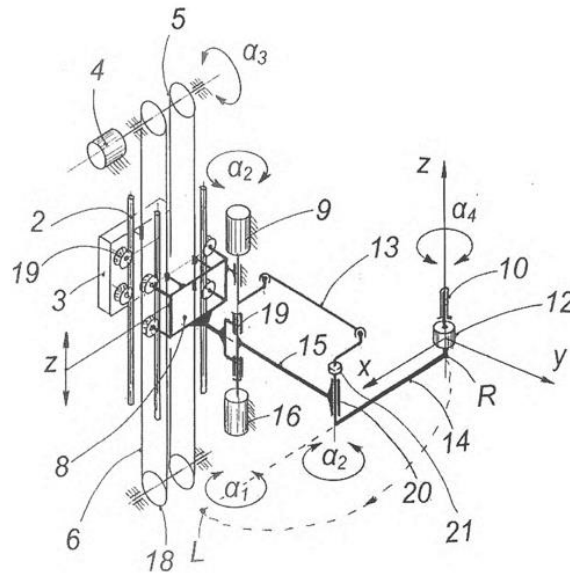
Dodatkową zaletą urządzenia ARMin jest możliwość adaptacji do różnych rozmiarów i długości kończyn górnych pacjentów poprzez regulację długości poszczególnych segmentów egzoszkieletu [41].

RENUS

Kolejne urządzenie to polski projekt realizowany w latach 2006-2010 oraz 2013-2014 przez Przemysłowy Instytut Automatyki i Pomiarów PIAP w Warszawie, koordynowany przez Instytut Technologii Eksploatacji z Radomia [9]. Urządzenie powstało w dwóch odsłonach jako RENUS-1 do rehabilitacji kończy górnej oraz RENUS-2 wspierający rehabilitację kończyny dolnej [29]. Prototyp zrobotyzowanego systemu RENUS-1 stanowi część mechaniczna – manipulator (Rys. 14), układ sterowania oraz dedykowane oprogramowanie.

Manipulator, którego ramię złożone jest z dwóch sztywnych elementów połączonych przegubami, przymocowane przegubowo do poruszającej się pionowo po nieruchomej kolumnie karetki, zapewnia możliwość ruchu w zakresach odpowiadających zakresom ruchu zdrowej kończyny górnej. Konstrukcję mechaniczną urządzenia stanowi układ o trzech stopniach swobody, pozwalający przesuwac rękojeść manipulatora góra/dół, lewo/prawo, do/od siebie [53]. Na końcu ramienia znajduje się interfejs mechaniczny manipulatora

do/od siebie [53]. Na końcu ramienia znajduje się interfejs mechaniczny manipulatora wyposażony w wieloosiowy czujnik siły i momentu obrotowego. Układ napędowy stanowią trzy serwonapędy, którymi są silniki synchroniczne firmy Mitsubishi Electric, posiadające zintegrowane 17-bitowe enkodery, i współpracujące z nimi przekładnie planetarne firmy Alpha [8].

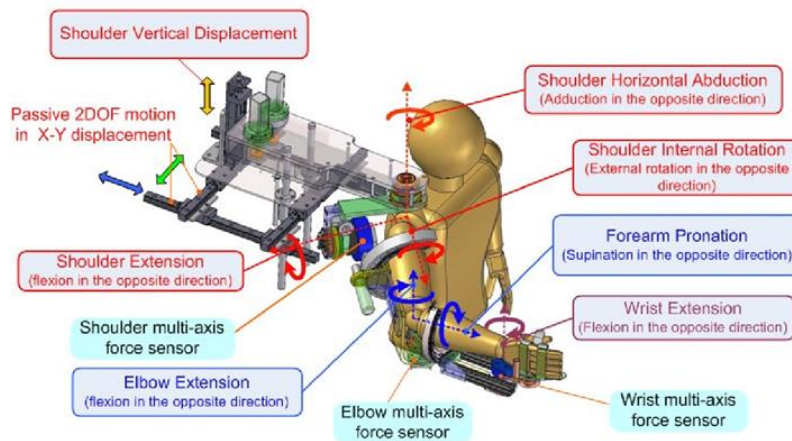


Rys. 14 Schemat kinematyczny manipulatora systemu RENU-1 [29]

Opis poszczególnych elementów konstrukcji mechanicznej: 1 - szafa układu sterowania, 2 - prowadnica, 3 - przeciwwaga, 4 - zespół napędowy ruchu manipulatora względem osi Z, 5 - napędowe łańcuchowe koła zębate, 6 - prowadnice karetki, 7 - kolumna, 8 - karetki, 9 - zespół napędowy ramienia, 10 - uchwyt, 11 - ćwiczący pacjent, 12 - wieloosiowy czujnik sił i momentów sił, 13 - łącznik, 14 - ramię, 15 - ramię, 16 - zespół napędowy ramienia, 17 - podstawa, 18 - koła łańcuchowe, 19 - przegub ramienia, 20 - przegub ramienia, 21 - zacisk, 22 - stopy, 23 - koła jezdne.

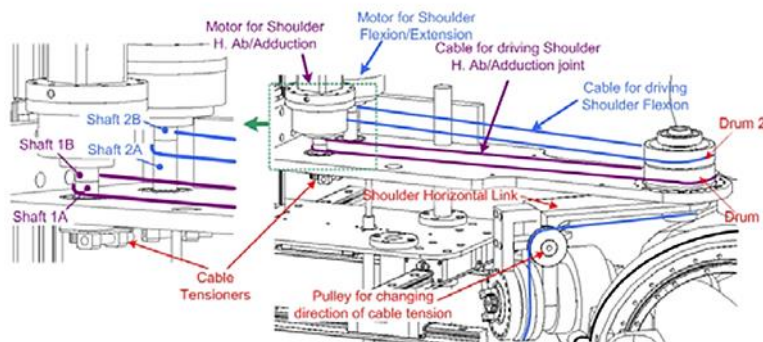
IntelliArm

W 2007 roku w USA opracowano projekt IntelliArm, przeznaczony dla rehabilitacji kończyny górnej pacjentów z zaburzeniami neurologicznymi [45]. Projekt bazuje na urządzeniu MIT-Manus opracowanym w Instytucie Technologii w Boston w 1997 roku. IntelliArm posiada siedem aktywnych stopni swobody: cztery w stawie barkowym (odpowiadają za odwodzenie/przywodzenie, zgięcie/wyprost, rotację wewnętrzną/zewnętrzną oraz ruch wertykalny stawu barkowego), dwa stopnie swobody w stawie łokciowym i jeden stopień w nadgarstku. Dodatkowo urządzenie posiada dwa pasywne stopnie swobody dzięki, którym istnieje możliwość tylnego/przedniego oraz przyśrodkowego i boczno-przemieszczenia stawu ramiennego (Rys. 15.). Na egzozkielecie zamontowane zostały trzy wieloosiowe czujniki siły przy każdym ze stawów.



Rys. 15 Rozmieszczenie stopni swobody w urządzeniu IntelliArm [45]

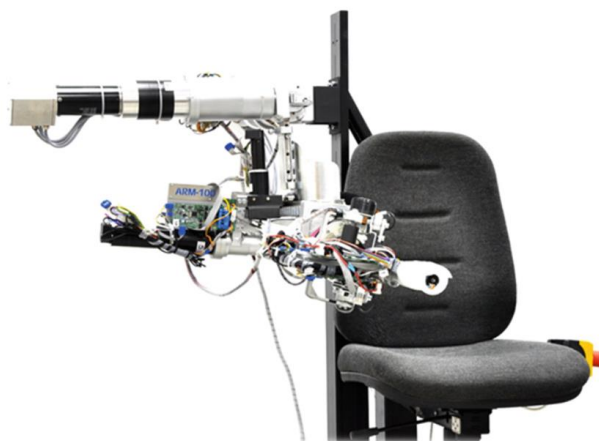
W konstrukcji urządzenia zastosowano ciekawe mechanizmy oparte na systemach cięgnowych. Do napędzenia urządzenia w stawie barkowym wykorzystano dwa silniki, które poprzez odpowiednie cięgna przechodzące przez wały oraz bębny pozwoliły zrealizować zgięcie i prostowanie ramienia oraz jego ruch w płaszczyźnie poprzecznej (Rys. 16). System cięgnowy wykorzystano także w mechanizmie rotacji wewnętrznej i zewnętrznej ramienia oraz w mechanizmie ruchu nadgarstka, gdzie dodatkowo przy wykorzystaniu układu zębatkowego możliwe było przestawienie osi napędowej o 90° [45].



Rys. 16 Mechanizm napędzania stawu barkowego wykorzystujący system cięgien [45]

ARM-100

W latach 2007-2009 w Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrze zrealizowano projekt urządzenia ARM-100 (Rys. 17) służącego do wielopłaszczyznowej rehabilitacji kończyny górnej. Urządzenie powstało we współpracy z Górnośląskim Centrum Rehabilitacji „Repty” oraz Politechniką Śląską. Posiada siedem stopni swobody wyposażonych w silniki prądu stałego firmy Maxon Motor. Zastosowane zostały głównie przekładnie planetarne, wyjątek stanowią dwa napędy, w których umieszczono przekładnie zębate walcowe [32]. Egzoszkielet umożliwia rehabilitację całej kończyny, zarówno w stawie barkowym, jak i w stawach łokciowym oraz nadgarstkowym.



Rys. 17 Robot rehabilitacyjny ARM-100 (źródła własne Łukasiewicz-KIT)

Sesja treningowa z robotem ARM-100 składa się z dwóch etapów. W pierwszym etapie robot jest „uczony” ruchu rehabilitacyjnego (system komputerowy rejestruje zmiany położenia ramienia robota w trakcie wykonywania zadanego ruchu), a następnie odtwarzany jest zapamiętany model ruchu z określoną prędkością i liczbą powtórzeń. Oprócz pasywnej rehabilitacji, urządzenie zostało zaprojektowane także do aktywnej rehabilitacji z oporem.

Egzoszkielec jednak należy traktować jako swego rodzaju demonstrator technologii, ponieważ posiada sporo ograniczeń wynikających zarówno z konstrukcji mechanicznej jak i układu sterownia, przez co nie może zostać skomercjalizowany. Zastosowane układy napędowe w znacznym stopniu ograniczają ruchliwość i nie zapewniają odpowiedniego poziomu bezpieczeństwa użytkowników.

Rozwiązania wypracowane w ramach realizacji pracy doktorskiej mają stanowić między innymi wkład w projekt nowego urządzenia, które stanowić będzie rozwinięcie ARM-100. Szczegółowe porównanie niektórych rozwiązań zastosowanych w konstrukcji tego urządzenia i nowo wypracowanych w ramach doktoratu zostały zaprezentowane w kolejnych rozdziałach.

HARMONY

Prace nad urządzeniem Harmony (Rys. 18) rozpoczęły się w 2011 roku na Uniwersytecie w Teksasie w USA [28]. Jest to pierwszy w historii robot rehabilitacyjny zdolny do rehabilitacji obu kończyn górnych jednocześnie. Robot posiada aż 14 aktywnych stopni swobody, po siedem na każde z ramion. Wyposażony został w napędy elastyczne, typu SEA (*Series Elastic Actuator*), składające się z bezszczotkowych silników prądu stałego firmy Maxon Motor (EC flat) połączonych z przekładniami falowymi firmy Harmonic Drive. Dodatkowo urządzenie posiada cztery wieloosiowe czujniki siły i momentu obrotowego. Poszczególne długości segmentów egzoszkieletu można dostosować do konkretnego pacjenta.

W konstrukcji urządzenia zastosowano unikatowy mechanizm umożliwiający dostosowanie położenia osi obrotów egzoszkieletu przy stawie barkowym do translacyjnych ruchów w tym stawie, co pozwala zapewnić zgodność kinematyczną między ciałem pacjenta a egzoszkieletem. Takie rozwiązanie jest rzadko spotykane w innych urządzeniach rehabilitacyjnych [44].



Rys. 18 Dwuramienny egzoszkielet Harmony [28]

Inne urządzenia

Urządzeń do rehabilitacji kończyny górnej powstało na świecie dość sporo i nie sposób opisać wszystkich w ramach tej pracy. Poniżej zamieszczono listę urządzeń, które dodatkowo, poza już wspomnianymi, uznane zostały jako warte wymienienia:

- *L-EXOS* – urządzenie do rehabilitacji prawej ręki, w którym napędy urządzenia umieszczone są na nieruchomej ramie, a moment obrotowy przekazywany jest za pomocą cięgien (Włochy, 2007) [11].
- *ARAMIS* – system składa się z dwóch symetrycznych, sterowanych komputerowo, oddziałujących ze sobą egzoszkieletów, o sześciu stopniach swobody, które mogą wykonywać ćwiczenia ruchowe w praktycznie nieograniczonej różnorodności, wykorzystując środowisko wirtualnej rzeczywistości (Włochy, 2009) [6].
- *SUEFUL-7* – egzoszkielet zaprojektowany do rehabilitacji prawej kończyny górnej, do stosowania również dla osób na wózkach inwalidzkich. Posiada siedem aktywnych i jeden pasywny stopień swobody (Japonia, 2009) [17].
- *ChARMin* – rozwiązanie posiada cztery stopnie swobody i może być wykorzystywane do rehabilitacji dzieci z zaburzeniami funkcji motorycznych ramion (Szwajcaria, 2013) [27],
- *6-REXOS* – egzoszkielet górnej kończyny o czterech aktywnych i dwóch pasywnych stopniach swobody (Sri Lanka, 2015) [19].

3.2.2. Rozwiązania komercyjne

Komercjalizacja urządzeń medycznych wymaga spełnienia restrykcyjnych norm prawnych¹. W Unii Europejskiej w przypadku urządzeń zaklasyfikowanych jako wyroby medyczne ma zastosowanie Rozporządzenie Parlamentu Europejskiego i Rady (UE) 2017/745 obowiązujące od maja 2021 roku, tzw. rozporządzenie MDR (*Medical Device Regulation*). Rozporządzenie określa wiele wymagań stawianych procesowi projektowania wyrobu medycznego. Jego celem jest zapewnienie wyższego poziomu ochrony zdrowia publicznego i bezpieczeństwa pacjentów przy zapewnieniu wysokiej jakości wyrobów medycznych dostępnych na rynku UE. Dodatkowo projektowanie wyrobów medycznych wiąże się z wdrożeniem przez producenta systemu zarządzania jakością dotyczącego wyrobów medycznych zgodnego z normą ISO 13485. Przed wprowadzeniem gotowego produktu na rynek konieczne jest również przeprowadzenie procesu certyfikacji przy udziale akredytowanej jednostki certyfikacyjnej.

Długotrwały i wymagający proces projektowania, przeprowadzenie wielu badań, certyfikacja oraz wykorzystanie zawansowanych technologii oznacza znaczne koszty wyprodukowania robota, które wahają się od kilkudziesięciu do kilkuset tysięcy euro. Dodatkowym obciążeniem finansowym są także koszty eksploatacyjne, przeprowadzanie profesjonalnych szkoleń dla personelu medycznego czy wsparcie serwisowe oraz licencje. W związku ze skomplikowanym procesem projektowania, zawilnością procesu dopuszczenia urządzenia do użytkowania oraz sporymi kosztami, na rynku istnieje niewiele komercyjnych wyrobów.

Badania prowadzone w ramach pracy doktorskiej stanowią element niezbędny w procesie projektowania i wytworzenia robota rehabilitacyjnego oraz podjęcia prób komercjalizacji tego typu urządzenia w Polsce.

¹ Zagadania związane z wymaganiami prawnymi stawianymi wyrobom medycznym zostaną szerzej omówione w 5.1 Wymagania prawne i normatywne.

ARMEO®

W 2011 roku w Szwajcarii firma Hocoma podjęła się opracowania rozwiązania służącego poprawie sprawności kończyny górnej u pacjentów po udarach, urazach mózgu czy borykających się z zaburzeniami neurologicznymi. Na podstawie urządzenia ARMin (III) powstało jedno z pierwszych skomercjalizowanych urządzeń do rehabilitacji kończyny górnej Armeo®Power (Rys. 19). Cały proces trwał ponad 10 lat, a obecnie urządzenie uznawane jest za urządzenie referencyjne tego typu. Robot dedykowany jest dla pacjentów, którzy utracili całkowicie funkcjonalność lub mają znacznie ograniczoną funkcjonalność kończyny górnej spowodowaną problemami neurologicznymi lub urazami układu nerwowego. Zgodnie z danymi technicznymi umieszczonymi na stronie producenta urządzenie charakteryzuje się sześcioma stopniami swobody, z których każdy wyposażony jest w niezależny silnik i dwa czujniki siły [61]. Urządzenie umożliwia realizację ruchów w zakresach zamieszczonych w Tab. 4.

Tab. 4 Zakres ruchów przestrzennych urządzenia Armeo®Power (wersja 1.0) [61]

rodzaj ruchu	zakres
przywodzenie / odwodzenie w stawie ramiennym	-169° do +50°
zginanie/prostowanie w stawie ramiennym	+40° do +120°
wewnętrzna/zewnętrzna rotacja w stawie ramiennym	0° do 90°
zginanie/prostowanie w stawie łokciowym	0° do 100°
pronacja/supinacja przedramienia	-60° do 60°
zginanie/prostowanie nadgarstka	-60° do 60°

Rozwiązanie dodatkowo posiada możliwości adoptowalności do pacjenta między innymi dzięki regulacji wysokości kolumny oraz długości części ramiennej i przedramiennej egzoszkieletu. Niestety koszty zakupu robota są dość wysokie, w roku 2013 wynosiły ok. 250 000 euro [56].

Kolejnym urządzeniem z rodziny robotów Armeo® oferowanych przez firmę Hocoma jest Armeo®Spring (Rys. 20), które stanowi komercyjną replikę urządzenia T-WREX, które zostało opracowane w USA w 2004 roku [21]. Urządzenie posiada pięć stopni swobody - trzy w stawie ramiennym oraz po jednym w stawie łokciowym i nadgarstkowym. Armeo®Spring to rozwiązanie pasywne, pozbawione napędów. Stosowane jest do rehabilitacji całego kończyny górnej. W jego konstrukcji wykorzystano sprężyny, których zadaniem jest podtrzymanie ciężaru ramienia i umożliwienie naturalnych ruchów w przestrzeni 3D, zapewniając szeroki zakres ruchów. Firma Hocoma zaprojektowała również urządzenie Armeo®Spring Pediatric dla dzieci w wieku 4 - 12 lat, wymagających rehabilitacji kończyny górnej. Koszt urządzenia Armeo®Spring sięgał w roku 2013 kwoty ok. 40 000 euro [56].



Rys. 19 Urządzenie Armeo®Power [61]



Rys. 20 Urządzenie Armeo®Spring [61]

ALEx®

Wśród skomercjalizowanych robotów rehabilitacyjnych, umożliwiających realizację treningów wielopłaszczyznowych, należy wyróżnić rozwiązanie opracowane w 2013 roku we włoskim PERCRO Lab - urządzenie ALEx® (ang. *Arm Light Exoskeleton*) firmy Kinetek (Rys. 21).



Rys. 21 Urządzenie rehabilitacyjne ALEX firmy Kinetek [62]

Robot umożliwia pracę w konfiguracji na jedno lub dwa ramiona jednocześnie. Każde z ramion posiada sześć stopni swobody: cztery aktywne wyposażone w napędy (silniki bezszczotkowe BLDC ze zintegrowanymi optycznymi enkoderami inkrementalnymi) i dwa pasywne zaopatrzone jedynie w sensorykę [49]. Dodatkowo urządzenie wyposażone jest w czujniki absolutnego położenia kąowego, montowane bezpośrednio w miejscu rotacji. Wyjątkowością tej konstrukcji jest opatentowana implementacja mechanizmu obrotu ramion, która wykorzystuje zdalne centrum obrotu [47]. Ruch z silnika do napędzanego połączenia realizowany jest za pomocą przekładni cięgnowej. W rezultacie ramię egzoskieletu waży zaledwie 4,5kg. Urządzenie ALEX® jest wyrobem medycznym z certyfikatem CE klasy IIa i może pracować w trzech trybach [62]:

- pasywnym, w którym pacjent porusza kończyną górną, a robot kontroluje ruchy,
- wspomagającym, w którym robot prowadzi kończynę górną pacjenta podczas wykonywania ruchu,
- tzw. „wspomagany w razie potrzeby”, w którym robot prowadzi ramię osoby rehabilitowanej do pozycji docelowej, jeśli użytkownik nie zainicjuje ruchu w czasie krótszym niż trzy sekundy.

3.3. Ocena stanu techniki

Zestawienie wybranych i opisanych wcześniej rozwiązań przedstawiono w Tab. 5. Podobne zestawienie przygotowane zostało w ramach publikacji [53]. Pozwala ono w łatwy sposób porównać wytypowane rozwiązania pod względem zastosowanych rozwiązań mechanicznych.

Tab. 5 Charakterystyka wybranych robotów służących do rehabilitacji kończyny górnej

urządzenie (producent, kraj)	rok	DOF	napęd
ARMin (I) (ETH Zurych, Szwajcaria)	2007 (2001)	4 aktywne 2 pasywne	silniki prądu stałego serii RE (Maxon Motors) z przekładniami harmonicznymi
Armeo®Spring / Armeo®Spring Pediatric (Hocoma, Szwajcaria)	2004 (T-WREX)	5 pasywne	system pasywny (bez napędów) – układ sprężyn
Renus-1 (PIAP, Polska)	2006-2010	3 aktywne	silniki synchroniczne Mitsubishi Electric. z przekładniami planetarnymi firmy Alpha
IntelliArm (Boston Institute of Technology, USA)	2007 (1997)	7 aktywne 2 pasywne	silniki prądu stałego, mechanizmy ciągnowe
Aramis (Włochy)	2009	6 / 12 aktywne	silniki szczotkowe DC z przekładniami planetarnymi
ARM-100 (ITAM Zabrze, Polska)	2009	7 aktywne	silniki DC z przekładniami planetarnymi Maxon Motor
Harmony (University of Texas, USA)	2011	7 / 14 aktywne	silniki DC serii EC (Maxon Motors) z przekładniami harmonicznymi (Harmonic Drive)
Armeo®Power (Hocoma, Szwajcaria)	2011	6 aktywne	silniki prądu stałego z dwoma czujnikami kąta każdy
ALEx® (Kinetek, Włochy)	2013	4 aktywne 2 pasywne	silniki bezszczotkowe prądu stałego, system ciągnowy, opatentowany mechanizm obracania ramion
Bones (BioRobotics Lab, University of California, USA)	2013	4 aktywne	siłowniki pneumatyczne

Analiza stanu techniki urządzeń do rehabilitacji całej kończyny górnej potwierdza, że istnieje wiele takich rozwiązań, ale mimo, że oferują różne funkcjonalności, mają swoje istotne ograniczenia. Większość z tych urządzeń to rozwiązania koncepcyjne, które nie były projektowane jako komercyjne wyroby medyczne i nie spełniają norm i regulacji wymaganych dla tego typu sprzętu. Bez spełnienia tych wymagań nie mogą być używane do rehabilitacji pacjenta, co eliminuje je z praktycznej użyteczności w rzeczywistych warunkach terapeutycznych. Warto również zauważyć, że wiele z tych urządzeń powstało kilka lat temu i opiera się na technologiach, które dzisiaj mogą być uznawane za przestarzałe. W ostatnich latach nastąpił znaczący postęp technologiczny, obejmujący między innymi miniaturyzację oraz zwiększenie efektywności napędów, sensorów i innych komponentów.

Dostęp do tych nowoczesnych podzespołów stał się łatwiejszy, a ich integracja w projektach jest bardziej osiągalna. Dzięki temu aktualnie zaprojektowane urządzenie może być wydajniejsze, lżejsze, mniejsze i lepiej dostosowane do potrzeb współczesnej rehabilitacji.

Kończyna górna dzięki licznym stawom charakteryzuje się bardzo szerokim zakresem wykonywania ruchów. Obecnie istniejące urządzenia, posiadające zazwyczaj od trzech do siedmiu aktywnych stopni swobody, nie są w stanie w pełni odwzorować tej złożoności ruchów. Z tego powodu ich skuteczność jest często ograniczona do wybranych zakresów rehabilitacji, gdzie mniejsza liczba stopni swobody jest wystarczająca. Kluczowe znaczenie ma tutaj także zastosowany łańcuch kinematycznych, który wpływa na dopasowanie egzoszkieletu do anatomii kończyny górnej oraz precyzyjne umiejscowienie jego osi obrotu, co ma bezpośrednie przełożenie na komfort użytkowania oraz efektywność prowadzonej rehabilitacji. Można stwierdzić, że idealne rozwiązanie konstrukcyjne egzoszkieletu rehabilitacyjnego nie istnieje, a z powodu ograniczeń technicznych trudno jest zaprojektować urządzenie, które byłoby w pełni uniwersalne.

Większość dostępnych rozwiązań jest dedykowana do rehabilitacji tylko jednej kończyny, bez możliwości łatwej rekonfiguracji do pracy z drugą kończyną. W przypadkach, gdy urządzenie posiada w swojej konstrukcji dwa ramiona, często nie prowadzi ono aktywnej rehabilitacji obu kończyn, ale wykorzystuje zdrową kończynę do sterowania ruchem tej rehabilitowanej, na zasadzie: ruch zdrowej kończyny lustrzanie przenoszony jest na tą rehabilitowaną (projekt urządzenia Aramis). Takie podejście ogranicza uniwersalność urządzeń, ponieważ nie pozwala na elastyczne dostosowanie do potrzeb różnych pacjentów. W tym kontekście, urządzenie z jednym ramieniem, które można rekonfigurować do pracy z dowolną kończyną, może być bardziej ekonomiczne i praktyczne, gdyż posiada mniej skomplikowaną konstrukcję, co zmniejsza koszty produkcji i serwisu, a jednocześnie zwiększa wszechstronność w rehabilitacji zarówno prawej, jak i lewej kończyny, w zależności od potrzeb pacjenta.

Przeprowadzona analiza potwierdza słuszność podjęcia prac nad zaprojektowaniem nowego urządzenia, które ma stanowić uzupełnienie rynku. Obecnie, patrząc na komercyjne rozwiązania, ich liczba jest bardzo ograniczona. Co więcej, na rynku polskim brakuje krajowego, komercyjnego rozwiązania tego typu, co stwarza unikalną okazję do wprowadzenia innowacyjnego produktu. Dzięki zastosowaniu nowoczesnych technologii i efektywnych komponentów, takich jak mniejsze i bardziej zaawansowane napędy, możliwe będzie stworzenie urządzenia, które nie tylko zapewni wyższy komfort użytkowania, ale także lepszą precyzję rehabilitacji. Chociaż pełne odwzorowanie ruchliwości kończyny w jednym urządzeniu jest technicznym wyzwaniem, które obecnie pozostaje poza zasięgiem, planowane rozwiązanie, dzięki badaniom i analizom, będzie dążyło do jak największego zbliżenia się do rozwiązania optymalnego. Ma ono umożliwić efektywną

rehabilitację kluczowych aspektów ruchowych kończyny górnej, oferując zarówno rehabilitację aktywną, jak i bierną. Dodatkowo, konstrukcja urządzenia zapewni możliwość dostosowania do rehabilitacji prawej lub lewej kończyny, w zależności od potrzeb pacjenta.

3.4. Analiza potrzeb medycznych

Wychodząc naprzeciw rosnącemu zapotrzebowaniu na rehabilitację Światowa Organizacja Zdrowia (WHO) wydała w maju 2023 roku rezolucję wzywającą kraje członkowskie do zaangażowania się w udoskonalenie i upowszechnianie dostępu do szerokiego zakresu metod rehabilitacyjnych. Zwrócono uwagę na fakt, że potrzeby w zakresie rehabilitacji są w dużej mierze niezaspokojone na całym świecie, a znaczny ich wzrost spowodowała kryzysowa sytuacja zdrowotna (pandemia koronawirusa). Istnieją kraje w których 50% społeczeństwa nie otrzymuje potrzebnych im usług rehabilitacyjnych [58].

Obecne badania wykazują, że nawet upośledzenie jednej kończyny górnej przekłada się negatywnie na wiele obszarów życia człowieka od problemów z wykonywaniem czynności życia codziennego, np. dbanie o higienę osobistą, po utrudniony kontakt z najbliższym otoczeniem czy uczestnictwo w życiu społecznym. Potrzeba rehabilitacji wynika z konieczności przywrócenia pacjentom maksymalnej możliwej sprawności fizycznej, psychicznej i społecznej po urazach, operacjach, chorobach przewlekłych czy zaburzeniach funkcjonalnych. Stanowi kluczowy elementem opieki zdrowotnej, który pomaga pacjentom odzyskać samodzielność, poprawić jakość życia i zminimalizować skutki niepełnosprawności. Upośledzenia funkcji motorycznych są przyczyną utraty samodzielności i stanowią wskazanie do rehabilitacji. Mogą one wynikać z urazów doznanych w czasie wypadków komunikacyjnych lub być skutkiem zaburzeń chorobowych. Problemy neurologiczne, w tym udary, nie rzadko prowadzą do niepełnosprawności upośledzając układ ruchu, głównie w obszarze kończyny górnej [31]. Konsekwencje udaru można leczyć lub łagodzić poprzez rehabilitację, która wymagania wykonywania powtarzalnych ruchów chorej kończyny. Tradycyjne programy rehabilitacyjne wymagają indywidualnej interakcji między terapeutą a pacjentem, a proces rehabilitacji jest czasochłonny i wymaga dużego nakładu pracy zarówno dla terapeuty, jak i pacjenta. To spowodowało rozwój wyspecjalizowanych robotów rehabilitacyjnych, które mogą być używane jako urządzenia wspomagające terapeutów. Roboty rehabilitacyjne oprócz możliwości wykonywania powtarzalnych ruchów kończyny pacjenta zapewniają intensywną, dokładną, kontrolowaną i bezpieczną rehabilitację [48], [40].

Przewiduje się, że roboty mogą zostać wykorzystane w rehabilitacji kończyny górnej pacjentów z następującymi wskazaniami medycznymi:

- stwardnienie rozsiane,
- dziecięce porażenie mózgowe,
- choroba Parkinsona,
- rdzeniowy zanik mięśni,
- zespół Guillaina-Barrego,
- choroby zwyrodnieniowe stawów kończyn górnych.

Obecnie istnieje bogata baza publikacji na temat rehabilitacji funkcji kończyny górnej, lecz niewiele pozycji dotyczy wykorzystania do tego celu robotów terapeutycznych. Przez ostatnie 25 lat, zauważalny jest dynamiczny rozwój robotyki rehabilitacyjnej, jednak zaledwie 2% wszystkich pozycji literaturowych poświęconych jest rehabilitacji funkcji kończyn górnych. Występująca nisza, jest dodatkową motywacją do podjęcia się niniejszego projektu doktorskiego.

4. Cel i zakres pracy

4.1. Cel główny

W ramach pracy doktorskiej zostały przeprowadzone badania, których celem było znalezienie optymalnego łańcucha kinematycznego, dobór jednostek napędowych oraz zapewnienie odpowiedniej wytrzymałości konstrukcji egzozszkieletu rehabilitacyjnego kończyny górnej. Niniejszy doktorat ma na celu usprawnienie procesu rehabilitacji odpowiadając na zapotrzebowanie współczesnego rynku medycznego. Wypracowana koncepcja konstrukcji mechanicznej może być zastosowana przede wszystkim w robotach rehabilitacyjnych, w których ruch służy celom rehabilitacyjnym dla danej jednostki chorobowej.

Praca doktorska ma charakter wdrożeniowy i jej celem jest opracowanie oryginalnego rozwiązania w zakresie zastosowania wyników własnych badań naukowych w sferze gospodarczej. Jest to możliwe dzięki realizacji prac w ramach projektu finansowanego przez Ministerstwo Edukacji i Nauki nr DWD/3/7/2019 – RJO15/SDW/001, prowadzonego w Szkole Doktorskiej Politechniki Śląskiej we współpracy z Siecią Badawczą Łukasiewicz – Krakowskim Instytutem Technologicznym, pełniącą rolę podmiotu wdrażającego wyniki badań.

W działalności Łukasiewicz- Krakowskiego Instytutu Technologicznego realizowana praca doktorska stanowi fragment działań, których celem jest wytworzenie urządzenia rehabilitacyjnego w ramach projektu nr POIR.01.02.00-00-0014/17 pod tytułem „Egzozszkielet do wielopłaszczyznowej rehabilitacji kończyn górnych w środowisku wirtualnym z siłowym sprzężeniem zwrotnym”, realizowanego w kooperacji Instytutu z firmą zewnętrzną. Badania przeprowadzone w ramach pracy doktorskiej wspomagały proces konstruowania, usprawniając proces doboru odpowiedniego schematu kinematycznego oraz wyboru jednostek napędowych zapewniających optymalny zakres ruchliwości i dynamiki ruchu w obrębie kończyny górnej. Egzozszkielet jest przygotowywany do wprowadzenia do obrotu na rynku wyrobów medycznych przez partnera przemysłowego, co zobowiązuje do ochrony informacji i danych istotnych handlowo. Wpływa to również na ograniczenie możliwości publikacji wyników pracy doktorskiej, w szczególności wyników dotyczących rozwiązania wybranego do produkcji.

4.2. Zakres prac

Prace realizowane w ramach pracy doktorskiej były zgodne z Indywidualnym Planem Badawczym (zamieszczonym w Tab. 6) i obejmowały zarówno działania naukowe jak i wdrożeniowe.

Tab. 6 Harmonogram realizacji pracy doktorskiej zamieszczony w Indywidualnym Planie Badawczym

Harmonogram realizacji pracy doktorskiej	
aktywność naukowa	prace wdrożeniowe
1. Analiza cech antropomorficznych kończyn górnych. 2. Przegląd technik wykorzystywanych w rehabilitacji.	1. Zapoznanie się z normami dotyczącymi robotów rehabilitacyjnych. 2. Przegląd robotów rehabilitacyjnych kończyn górnych.
3. Wyznaczenie rzeczywistych trajektorii ruchów terapeutycznych. 4. Analiza i opracowanie optymalnych trajektorii wybranych punktów kończyn górnych w układzie przestrzenno-czasowym dla określonych niesprawności neurofizjologicznej.	3. Opracowanie założeń projektowych. 4. Opracowanie koncepcji łańcuchów kinematycznych.
5. Dobór odpowiednich rozwiązań jednostek napędowych poszczególnych par kinematycznych. 6. Wykonanie symulacji komputerowych MES.	5. Opracowanie modelu cyfrowego (CAD) konstrukcji mechanicznej. 6. Opracowanie fizycznego modelu egzoszkieletu celem zweryfikowania konstrukcji mechanicznej oraz przeprowadzenia badań i testów prototypu.
7. Badania i doskonalenie konstrukcji mechanicznej 8. Opracowanie tekstu pracy doktorskiej.	7. Wprowadzenie poprawek i modyfikacji projektu CAD oraz przygotowanie finalnej dokumentacji CAD. 8. Wykonanie finalnego prototypu (fizycznego).
9. Złożenie pracy doktorskiej	
10. Obrona pracy doktorskiej	

Realizację pracy doktoratu wdrożeniowego rozpoczęto od przeglądu literatury celem zapoznania się z budową i biomechaniką układu kostnego człowieka ze szczególnym uwzględnieniem kończyny górnej. Przeanalizowano również dostępne na rynku rozwiązania zapewniające rehabilitację kończyny górnej. Pozwoliło to na zdefiniowanie trendów panujących obecnie na świecie w mechanice biomedycznej oraz pozwoliło na określenie stosowanych łańcuchów kinematycznych i systemów napędowych.

Bazując na opublikowanych materiałach naukowych oraz badaniach realizowanych przy współpracy Politechniki Śląskiej z Instytutem Techniki i Aparatury Medycznej, obecnie Siecią Badawczą Łukasiewicz- Krakowskim Instytutem Technologicznym wyznaczone

zostały zakresy ruchomości kończyny górnej w poszczególnych stawach oraz wyznaczono rzeczywiste trajektorie ruchów terapeutycznych. Przygotowano wykresy przedstawiające zarejestrowane trajektorie markerów podczas wykonywania ruchów, przemieszczenia markerów w odniesieniu do konkretnej płaszczyzny oraz przemieszczenia punktów antropometrycznych w poszczególnych osiach podczas wykonywania ruchu.

W ramach opracowania koncepcji łańcuchów kinematycznych powstały zarówno ich schematy kinematyczne jak i modele cyfrowe stworzone przy użyciu oprogramowania Autodesk Inventor Professional. Opracowano między innymi łańcuchy kinematyczne bazujące na opisywanym w literaturze ([14]) modelu kończyny górnej. Przygotowane modele 3D posłużyły do przeprowadzenia analizy cyfrowej określenia ich ruchliwości. Przeprowadzono także analizy porównawcze ruchliwości poszczególnych modeli łańcuchów kinematycznych podczas wykonywania ruchów prostych.

Wypracowane rozwiązania konstrukcji mechanicznej egzoszkieletu zostało poddane doborowi cech materiałowych prototypu oraz analizie wytrzymałościowej elementów konstrukcyjnych urządzenia. Do przeprowadzenia badań wykorzystano oprogramowanie ANSYS Workbench, a modele geometryczne egzoszkieletu zostały tak uproszczone, aby nie ograniczały zasobów komputerowych a jednocześnie nie wpływały w sposób istotny na przenoszone obciążenia. Na podstawie przeprowadzonych obliczeń wyznaczone zostały mapy przemieszczeń oraz naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-von Misesa. W kolejnym etapie przeprowadzono analizę stanu naprężeń elementów konstrukcyjnych w zależności od ustawienia egzoszkieletu, wykorzystując dane materiałowe odpowiadające wybranemu wariantowi materiałowemu. Uzyskane wartości pozwoliły na określenie obszarów, w których występują największe spiętrzenia naprężeń oraz największe wartości przemieszczeń.

Bazując na wynikach badań i analiz opracowano wirtualny model egzoszkieletu. Na podstawie opracowanego modelu przygotowano wstępną dokumentację konstrukcyjną, zawierającą rysunki wykonawcze jak i złożeniowe. Rysunki te umożliwiły wytworzenie poszczególnych elementów urządzenia. Podczas wykonywania fizycznych elementów egzoszkieletu wykorzystano wiele technik wytwarzania, między innymi: cięcie laserowe blach, gięcie blach przy użyciu prasy krawędziowej, frezowanie, toczenie, spawanie a także wytwarzanie metodą szybkiego prototypowania – druku 3D.

Zbudowany fizyczny prototyp egzoszkieletu pozwolił na przeprowadzenie szeregu badań inżynierskich, między innymi weryfikujących wytrzymałość i ergonomię konstrukcji jak i ocenę rzeczywistych zakresów ruchu. Wyniki tych badań umożliwiły udoskonalenie i modyfikację konstrukcji.

5. Założenia projektowe

Zadaniem egzozszkieletu rehabilitacyjnego jest wsparcie i wzmocnienie funkcji mięśni i stawów rehabilitowanej kończyny. Jego proces projektowania (modelowania) jest długotrwały i składa się z kilku etapów wśród których wyróżnić można [13]:

- projektowanie / koncyptowanie

Na tym etapie konieczne jest określenie przeznaczenia urządzenia, które determinuje jego konstrukcję i stawiane wymagania. Ważnym punktem jest zdefiniowanie docelowych parametrów jakie powinien spełniać egzozszkielet, w tym wyznaczenie liczby stopni swobody, rozmieszczenie napędów oraz dobór kształtu i długości poszczególnych elementów konstrukcyjnych. Warto zweryfikować dostępne rozwiązania pod kątem możliwości ich użycia w projekcie i opracować wstępną koncepcję urządzenia.

- wstępny projekt

Na podstawie przygotowanego projektu wstępnego, zazwyczaj modelu 3D, opracowywana jest konstrukcja oraz wybierana technologia wytworzenia poszczególnych elementów egzozszkieletu. Wykonanie modelu urządzenia pozwala na weryfikację przyjętych założeń projektowych i technologicznych.

- model fizyczny w pełnej skali

Wykonanie modelu fizycznego pozwala zweryfikować funkcjonalność i sposób wytwarzania urządzenia. Na tym etapie można ocenić czy należy zmodyfikować urządzenie, aby zoptymalizować proces wytwarzania (np. zmniejszyć koszty, zmienić podzespoły na szerzej dostępne, itp.).

- ocena i weryfikacja

Podczas tego etapu następuje ocena wykonanego urządzenia pod kątem spełnienia wymagań i założeń dopuszczających do użytkowania. W przypadku wyrobów medycznych konieczne jest opracowanie dokumentacji do certyfikacji zgodnie z obowiązującymi uwarunkowaniami prawnymi.

- udoskonalenie egzozszkieletu

Ten końcowy etap polega na wprowadzaniu modyfikacji w projekcie w celu udoskonalenia urządzenia lub dostosowania do konkretnego zastosowania. Zakładana jest również możliwość wprowadzenia zmian wynikających z aktualizacji wymagań i norm, które wyrób musi spełniać. Zalecane jest stosowanie takiej konstrukcji, która pozwoli w sposób nieuciążliwy modyfikować projekt.

W procesie projektowania egzoszkieletu rehabilitacyjnego kończyny górnej należy uwzględnić szereg założeń wynikających z przeznaczenia urządzenia, cech antropometrycznych i zakresów ruchu kończyny górnej, regulacji prawnych, norm oraz uwarunkowań technicznych i medycznych. Założenia dotyczące muszą zarówno części związanej z konstrukcją mechaniczną urządzenia jak i układem sterownia, dlatego do ich określenia wymagane jest szerokie grono specjalistów, obejmujące między innymi konstruktorów mechaników, elektroników, informatyków, lekarzy, fizjoterapeutów, technologów, a także przedstawicieli producenta urządzenia.

W procesie projektowania tak skomplikowanych urządzeń często wymagania przenikają się wzajemnie i oddziałują jedne na drugie. W sytuacji, gdy spełnienie jednego kryterium mocno ogranicza spełnienie innego, warto zastosować kompromis, tak by ostatecznie uzyskać możliwie najlepszy efekt.

Projektując egzoszkielec konieczne jest uwzględnienie danych antropometrycznych (rozdz. 2.3) jego potencjalnych użytkowników celem zdefiniowania wymagań funkcjonalnych i konstrukcyjnych. Wykorzystuje się je przy projektowaniu wyrobów medycznych, a także w analizie biomechanicznej ruchu, ergonomii oraz w ocenie zdolności funkcjonalnych pacjentów w medycynie rehabilitacyjnej [57]. Do dalszej analizy przyjęto zakresy ruchów wynikające ze standardu ISOM (przedstawione w Tab. 2). Zgodnie z tymi założeniami opracowywana konstrukcja powinna zapewnić jak najlepsze odwzorowanie anatomicznych ruchów, co zostanie zweryfikowane w dalszej części pracy.

Projektowanie urządzeń wymaga znajomości nie tylko cech antropometrycznych, ale również cech przestrzeni ruchowej człowieka. Przestrzeń ta związana jest z ruchem jaki wykonują poszczególne części ciała, uwzględniając, w przypadku kończyny górnej, promienie zasięgu ramion [14], [57].

Praca doktorska dotyczy części mechanicznej robota rehabilitacyjnego, w związku z czym omówione zostaną wymagania dotyczące bezpośrednio jak i pośrednio tej części projektu. Szczegółowe założenia dotyczące postaci konstrukcyjnej czy napędów zostaną przedstawione w dalszych rozdziałach dotyczących bezpośrednio tej tematyki.

Zakłada się, że projektowane urządzenie:

- będzie miało postać pojedynczego stacjonarnego egzoszkieletu, tzn. będzie zamocowane do podstawy, a pacjent będzie umieszczał kończynę w egzoszkielecie, który wspomogł rehabilitację,
- zapewni rehabilitację całej kończyny górnej w stawie ramiennym, łokciowym i nadgarstkowym, bez uwzględnienia ruchów palców, w możliwie największym do osiągnięcia zakresie – dokładny opis w dalszym podrozdziale,

- zapewni rehabilitację zarówno jednej jak i drugiej ręki, przy zachowaniu możliwie jak największej symetrii ruchu po przekonfigurowaniu do pracy z przeciwną kończyną,
- umożliwi wykonywanie zarówno ruchów złożonych jak i ruchów prostych w jak najszerszym zakresie – dokładny opis w dalszym podrozdziale,
- umożliwi rehabilitację osoby dorosłej o wadze do 100kg,
- umożliwi dostosowanie długości części ramiennej i przedramiennej egzoszkieletu do pacjenta,
- będzie posiadało aktywne stopnie swobody napędzane silnikami elektrycznymi,
- umożliwi wykonywanie ćwiczeń biernych oraz czynnych (konieczność wyposażenia konstrukcji w czujniki),
- zapewni bezpieczeństwo użytkownika (sztywność konstrukcji, napędy wyposażone w hamulce, możliwość awaryjnego zatrzymania, itp.) spełniając wymagania prawne i normy – dokładny opis w dalszym podrozdziale,
- będzie posiadało elementy układu sterowania rozproszone na konstrukcji urządzenia,
- będzie posiadało konstrukcję zbudowaną z jak największej liczby handlowych i znormalizowanych elementów (napędowych, czujników, itp.).

Przyjęte założenia zostały ograniczone głównie do części mechanicznej egzoszkieletu i mogą rodzić swego rodzaju niedosyt, ale wynika to ze złożoności projektu i faktu dążenia do realnego wprowadzenia na rynek urządzenia w postaci wyrobu medycznego. Dlatego też urządzenie warto zaprojektować dla konkretnej, ograniczonej grupy pacjentów z określoną funkcjonalnością. Dążenie do uzyskania uniwersalności i wszechstronności urządzenia może spowodować problemy ze spełnieniem stawianych założeń i końcowo uniemożliwić komercjalizację urządzenia. Poszerzenie funkcjonalności i możliwości zastosowania warto przewidzieć na kolejne iteracje, rozbudowując pierwotne urządzenie lub też projektując kolejną jego wersję.

5.1. Wymagania prawne i normatywne

Niniejszy doktorat ma charakter wdrożeniowy, a jego realizacja stanowi wkład do powstania egzoszkieletu rehabilitacyjnego. Z powodu zamiaru wprowadzenia urządzenia na rynek konieczne jest prowadzenie całego procesu projektowania zgodnie z prawem unijnym, które wdrażane jest w krajach członkowskich w postaci rozporządzeń, decyzji i dyrektyw. Chcąc wprowadzić wyrób na rynek należy wykazać jego zgodność z obowiązującymi dyrektywami UE oraz wszelkimi krajowymi wymaganiami prawnymi. Dla dyrektyw publikowane są listy norm zharmonizowanych, których stosowanie zapewnia

domniemanie zgodności z odpowiednimi wymaganiami zasadniczymi zdefiniowanymi w tych aktach.

Zgodnie z artykułem 2 pkt. 1 rozporządzenia Unii Europejskiej nr 2017/745 z dnia 5 kwietnia 2017 w sprawie wyrobów medycznych (ang. *Medical Device Regulation*, MDR) [63], egzoszkielec spełnia definicję wyrobu medycznego jako urządzenie do zastosowań w diagnozowaniu, monitorowaniu, leczeniu, łagodzeniu lub kompensowaniu urazu lub niepełnosprawności. W związku z powyższym należy spełnić wymagania jakie stawia niniejsze rozporządzenie, którego regulacje obejmują cały cykl życia wyrobu medycznego, a w szczególności projektowanie, opracowanie dokumentacji, ocenę zgodności, produkcję, wprowadzenie na rynek oraz utrzymanie i nadzór wyrobu po wprowadzeniu na rynek.

Rozporządzenie MDR 2017/745 wymaga od producenta przeprowadzenia klasyfikacji wyrobu medycznego. Zdefiniowanych zostało 22 reguły klasyfikacyjne wyroby medyczne, które zostały ujęte w rozdziale III załącznika VIII tego dokumentu. Klasyfikacja to kluczowy proces, ponieważ decyduje o sposobie oceny zgodności, wymogach stawianych dokumentacji oraz nadzorze nad bezpieczeństwem. Wyróżnia się następujące klasy wyrobów medycznych:

- klasa I – wyroby niskiego ryzyka:
 - klasa I (np. kołnierze ortopedyczne, wózki inwalidzkie),
 - klasa I z funkcją pomiarową,
 - klasa I wyroby sterylne,
- klasa IIa - wyroby średniego ryzyka,
- klasa IIb – wyroby o wyższym ryzyku,
- klasa III – wyroby najwyższego ryzyka (implanty, zastawki, protezy naczyniowe).

Istotny jest fakt, że wyroby klasy I z funkcją pomiarową oraz wyroby sterylne, a także wyroby klasy IIa, IIb i klasy III wymagają oceny zgodności przy udziale zewnętrznej jednostki notyfikowanej. Ma to zapewnić spełnienie przez dany wyrób medyczny odpowiednich standardów jakości, skuteczności działania oraz przede wszystkim bezpieczeństwa przez cały czas jego życia. Klasyfikacja wyrobu jest obowiązkiem producenta, jednak musi zostać zatwierdzona przez Urząd Rejestracji Produktów Leczniczych, Wyrobów Medycznych i Produktów Biobójczych.

Stosując wspomniane reguły kwalifikacji egzoszkielec rehabilitacyjny, który ma charakteryzować się aktywnym wspomaganie ruchu pacjenta, należy zakwalifikować do klasy IIb wyrobów medycznych. Wprowadzenie na rynek wyrobu tej klasy wymaga przeprowadzenia procesu projektowania, weryfikacji, walidacji a następnie certyfikacji, które są kosztownymi i czasochłonnymi procesami, angażującymi znaczne zasoby producenta, ale zapewniającymi wysoki poziom jakości i bezpieczeństwa wyrobu medycznego.

Ważnym wymaganiem do spełnienia przez producenta wyrobów medycznych jest posiadanie wdrożonego systemu zarządzania jakością, opartego na normie EN ISO 13485. Jest to międzynarodowa norma, ujęta w rozporządzeniu MDR jako norma zharmonizowana, pozwalająca wykazać producentom zdolności do dostarczenia wyrobów medycznych spełniających potrzeby klientów i zgodnych z obowiązującymi wymaganiami regulacyjnymi. Obejmuje ona szereg procesów występujących w organizacji, między innymi planowanie, zarządzanie zasobami, projektowanie, zarządzanie ryzykiem, zakupy, kontrole dostawców, przygotowanie dokumentacji, produkcję, realizację badań, audyty wewnętrzne oraz nadzór po wprowadzeniu wyrobu do obrotu. Producent musi wykazać posiadanie certyfikatu wdrożenia normy EN ISO 13485, nadanego przez akredytowaną jednostkę certyfikującą, która dodatkowo przeprowadza regularne audyty zgodności.

Dla egzoszkieletu kończyny górnej będącego wyrobem medycznym należy stosować następujące normy zharmonizowane z Rozporządzeniem MDR 2017/745, pozwalające wykazać zgodność wyrobu z jego treścią:

- PN-EN 60601-1: Medyczne urządzenia elektryczne – Część 1: Wymagania ogólne dotyczące bezpieczeństwa podstawowego oraz funkcjonowania zasadniczego.
- PN-EN 60601-1-2: Medyczne urządzenia elektryczne – Część 1-2: Wymagania ogólne dotyczące bezpieczeństwa podstawowego oraz funkcjonowania zasadniczego. Norma uzupełniająca: Zakłócenia elektromagnetyczne – Wymagania i badania.
- PN-EN 60601-1-6: Medyczne urządzenia elektryczne – Część 1-6: Wymagania ogólne dotyczące bezpieczeństwa podstawowego oraz funkcjonowania zasadniczego – Norma uzupełniająca: Użyteczność.
- PN-EN 62304: Oprogramowanie wyrobów medycznych – Procesy cyklu życia oprogramowania.
- PN-EN 62366-1: Urządzenia medyczne – Zastosowanie inżynierii użyteczności do urządzeń medycznych.
- PN-EN ISO 14971: Wyroby medyczne - Zastosowanie zarządzania ryzykiem do wyrobów medycznych.
- PN-EN 20417: Wyroby medyczne - Informacje dostarczane przez wytwórcę.
- PN-EN ISO 10993-1: Ocena biologiczna wyrobów medycznych - Część 1: Ocena i badanie w procesie zarządzania ryzykiem.
- PN-EN ISO 15223-1: Wyroby medyczne - Symbole do stosowania na etykietach wyrobów medycznych, w ich oznakowaniu i w dostarczanych z nimi informacjach – Część 1. Wymagania ogólne.
- PN-EN IEC 80601-2-78: Medyczne urządzenia elektryczne – Część 2-78: Wymagania szczegółowe dotyczące bezpieczeństwa podstawowego

oraz funkcjonowania zasadniczego robotów medycznych do rehabilitacji, oceny, kompensacji lub złagodzenia.

Z uwagi na fakt, że egzoszkielek rehabilitacyjny kończyny górnej, którego dotyczy niniejsza praca doktorska, jest urządzeniem mechanicznym posiadającym ruchome części napędzane energią, tj. spełnia definicję maszyny zgodnie z dyrektywą maszynową 2006/42/WE (ang. *Machinery Directive*, MD), należy również stosować wynikające z niej regulacje. Dyrektywa określa wymagania związane z projektowaniem, produkcją i oceną zgodności maszyn w celu zapewnienia odpowiedniego poziomu bezpieczeństwa. Wymagania te uwzględniają między innymi:

- ocenę ryzyka: identyfikacja potencjalnych zagrożeń związanych z użytkowaniem maszyny,
- bezpieczeństwo konstrukcji: zapewnienie stabilności, wytrzymałości oraz odpowiednich zabezpieczeń przed urazami użytkownika i uszkodzeniem urządzenia,
- środki ochronne: stosowanie np. wyłączników bezpieczeństwa, osłon,
- ergonomię: odciążenie fizyczne użytkownika i zwiększenie jego komfortu,
- oznakowanie i instrukcję: zapewnienie instrukcji używania oraz odpowiedniego oznakowania urządzenia.

Normy zharmonizowane z Dyrektywą Maszynową 2006/42/WE, do których również należy stosować się podczas projektowania egzoszkieletu kończyny górnej to:

- PN-EN ISO 12100: Bezpieczeństwo maszyn - Ogólne zasady projektowania - Ocena ryzyka i zmniejszanie ryzyka.
- PN-EN 60204-1: Bezpieczeństwo maszyn. Wyposażenie elektryczne maszyn – Część 1: Wymagania ogólne.
- PN-EN ISO 13849-1: Bezpieczeństwo maszyn - Elementy systemów sterowania związane z bezpieczeństwem - Część 1: Ogólne zasady projektowania.
- PN-EN ISO 13482: Roboty i urządzenia dla robotyki - Wymagania bezpieczeństwa dla robotów do opieki osobistej. Norma ta nie obejmuje robotów będących urządzeniami medycznymi, ale zasady bezpieczeństwa ustalone w niniejszej normie są przydatne do zaprojektowania bezpiecznego urządzenia.

W procesie projektowania egzoszkieletu warto także zastosować się do ISO/TS 15066: Robots and robotic devices — Collaborative robots, dotyczącej bezpieczeństwa i wymagań dla robotów współpracujących, czyli robotów, które są zaprojektowane do pracy w bezpośrednim kontakcie z ludźmi.

6. Opracowanie trajektorii ruchów terapeutycznych

Kluczowym etapem projektowania egzoszkieletu jest wyznaczenie trajektorii ruchów terapeutycznych. Prawidłowe wsparcie i wzmacnianie ruchów pacjenta możliwe jest wyłącznie przy wykonywaniu przez egzoszkielec ruchów zgodnych z naturalnymi ruchami kończyny górnej. Wyznaczanie trajektorii pozwala określić jak zaprojektować i zaprogramować robota, aby zapewniał najdokładniejsze odwzorowanie rzeczywistych ruchów. Takie podejście gwarantuje poprawną rehabilitację i bezpieczeństwo pacjenta minimalizując ryzyko przecięcia stawów i możliwość urazów. Wyznaczenie wzorców ruchowych umożliwia określenie wymaganej ruchliwości w poszczególnych stawach, a także dodatkowo pozwala oszacować czas wykonywania poszczególnych ruchów, co przekłada się między innymi na prędkości jakie muszą zapewnić elementy wykonawcze urządzenia podczas ich realizacji.

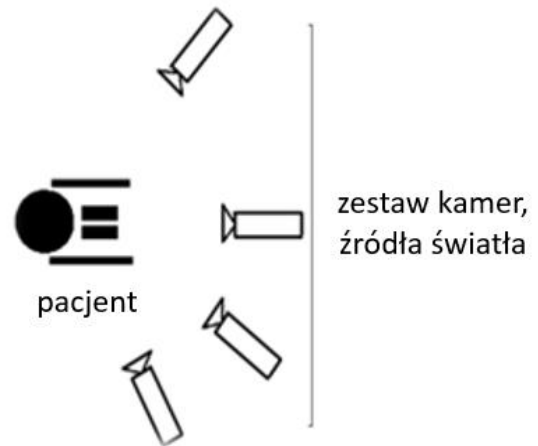
Badania, których celem była analiza kinematyki ruchów rehabilitacyjnych kończyny górnej oraz wyznaczenie wzorcowych ruchów terapeutycznych zrealizowane zostały w ramach realizacji projektu „Zrobotyzowane urządzenie rehabilitacyjne do prowadzenia wielopłaszczyznowego ruchu biernego i czynnego kończyn górnych z wykorzystaniem metod neurofizjologicznych” (projekt nr R13 027 02), którego głównym beneficjentem był Instytut Techniki i Aparatury Medycznej, obecnie Sieć Badawcza Łukasiewicz – Krakowski Instytut Technologiczny. Projekt został zrealizowany przy współpracy Politechniki Śląskiej w Gliwicach oraz Górnośląskiego Centrum Rehabilitacji w Reptach. Badania przeprowadzono na Politechnice Śląskiej przez zespół projektowy, których wyniki zostały przedstawione w artykule „Analiza kinematyki ruchów kończyny górnej podczas wykonywania ćwiczeń rehabilitacyjnych metodą PNF” ([36]).

Wyniki przeprowadzonych badań zostały udostępnione przez realizatorów projektu do wykorzystania w procesie projektowania urządzenia stanowiącego część wdrożeniową doktoratu. W ramach realizacji pracy doktorskiej pomiary trajektorii ruchów zostały ponownie przeanalizowane i zaadaptowane do aktualnych potrzeb.

Badania bazowały na użyciu metody fotogrametrycznej, która jest jedną z najbardziej rozpowszechnionych metod w biomechanice. Wyznaczenie wielkości kinematycznych przy wykorzystaniu tej metody polega na rejestracji badanego ruchu za pomocą kamer a następnie na poklatkowej analizie zarejestrowanych obrazów. W celu dokładnej identyfikacji położenia charakterystycznych punktów antropometrycznych umieszczane są na nich znaczniki w postaci emitujących lub odbijających światło markerów. Współrzędne

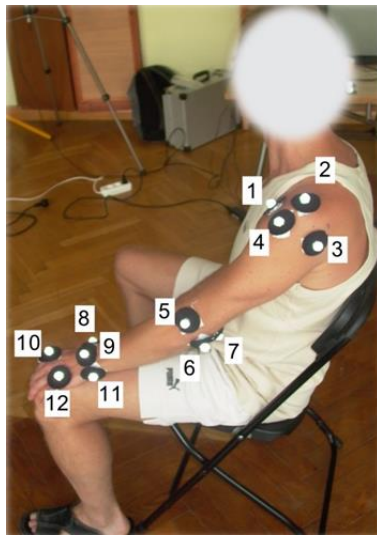
określające położenie markerów na zarejestrowanych obrazach przeliczane są przy użyciu oprogramowania na współrzędne przestrzenne. Znając współrzędne punktów w każdej chwili czasowej możliwe jest wyznaczenie kątów pomiędzy poszczególnymi segmentami ciała, co przy użyciu dedykowanego oprogramowania pozwala wyznaczyć położenie oraz trajektorię poszczególnych segmentów ciała.

Stanowisko wykorzystane do badań składało się z zestawu kamer liczącego od czterech do ośmiu sztuk w zależności od realizowanego ruchu (Rys. 22).



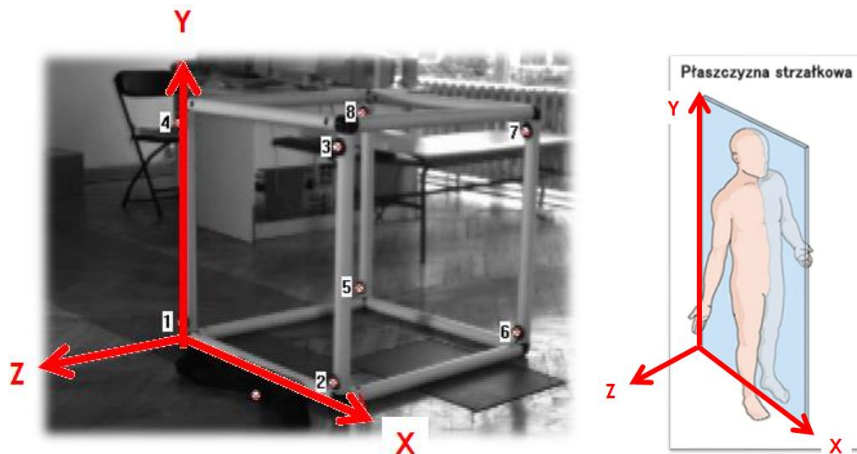
Rys. 22 Oprzyrządowanie i schemat stanowiska do badania metodą fotogrametryczną

W celu przeanalizowania trajektorii ruchów terapeutycznych opracowany został autorski program, który umożliwił generowanie wykresów przemieszczeń charakterystycznych punktów wzdłuż poszczególnych osi przyjętego układu współrzędnych jak również rysowanie przemieszczeń poszczególnych członów w trójwymiarowym układzie odniesienia. Oznaczenia i położenia poszczególnych markerów naklejonych w wyznaczonych punktach zaprezentowano na Rys. 23. Podczas badania przyjęto układ współrzędnych tak, aby płaszczyzna strzałkowa rejestrowanego terapeuty pokrywała się z płaszczyzną XY (Rys. 24).



1. guzek mniejszy kości ramiennej
2. staw obojczykowo-barkowy
3. guzek większy kości ramiennej
4. wyrostek barkowy
5. nadkłykiec boczny kości ramiennej
6. wyrostek łokciowy
7. nadkłykiec przyśrodkowy kości promieniowej
8. wyrostek rylcowaty kości promieniowej
9. staw promieniowo łokciowy dalszy
10. głowa kości II śródreżca
11. wyrostek rylcowaty kości łokciowej
12. głowa kości V śródreżca

Rys. 23 Oznaczenia i położenia markerów na stanowisku pomiarowym



Rys. 24 Przyjęty w badaniu układ współrzędnych

6.1. Analiza ruchów prostych

Badania rozpoczęto od przeanalizowania ruchów prostych w poszczególnych stawach kończyny górnej. Ruchy te zostały wytypowane przez rehabilitantów biorących udział w projekcie. Tabela Tab. 7 zawiera ich zestawienie wraz z opisem.

Tab. 7 Zestawienie wyznaczonych do badania ruchów prostych

l.p.	rodzaj ruchu	opis ruchu
1	zginanie grzbietowe i dłoniowe w stawie nadgarstkowym	w pozycji siedzącej przy przedramieniu kończyny górnej w pozycji horyzontalnej
2	odwodzenie i przywodzenie w stawie nadgarstkowym	w pozycji siedzącej przy przedramieniu kończyny górnej w pozycji horyzontalnej 
3	rotacja w stawie łokciowym	w pozycji siedzącej przy ramieniu w pozycji wertykalnej 
4	zginanie i prostowanie w stawie łokciowym	w pozycji siedzącej przy ramieniu w pozycji wertykalnej
5	zginanie i prostowanie w stawie barkowym	w pozycji siedzącej przy pełnym wyproście w stawie łokciowym
6	przywodzenie i odwodzenie w stawie barkowym	w pozycji siedzącej przy pełnym wyproście w stawie łokciowym
7	rotacja w stawie barkowym	w pozycji siedzącej przy ramieniu odwiedzonym pod kątem 90° i zgięciu w stawie łokciowym pod kątem 90° 
8	przywiedzenie i odwiedzenie horyzontalne w stawie barkowym wraz z rotacją zewnętrzną	(supinacja przedramienia) w stawie łokciowym pod kątem 90° 
9	ruch kulisty wykonywany całą kończyną w płaszczyźnie strzałkowej	

Dla wytypowanych ruchów prostych zarejestrowano położenia markerów w kolejnych fazach jego realizacji. Wyniki badania omówiono szczegółowo na podstawie ruchu zginania grzbietowego i dłoniowego w stawie nadgarstkowym (ruch nr 1 wg Tab. 7).

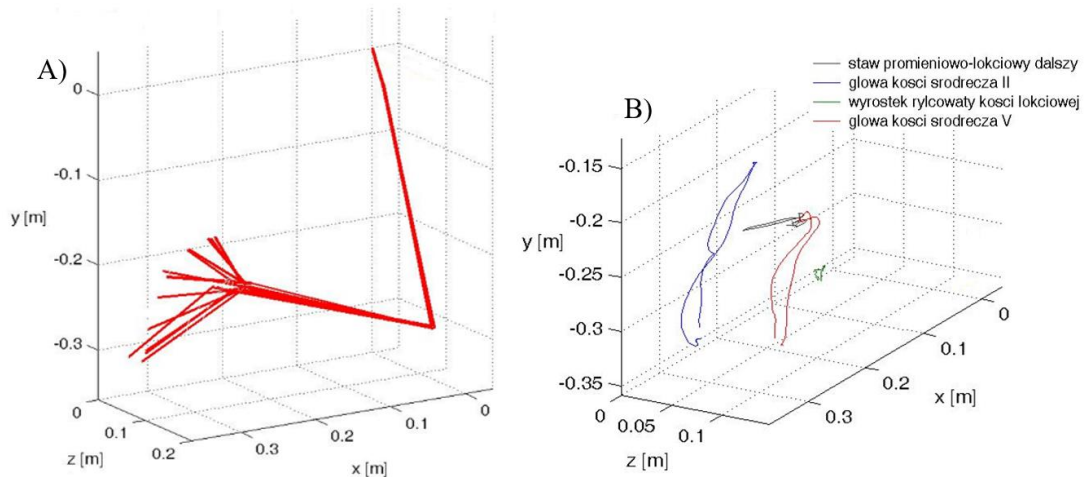
Zarejestrowana sekwencja dla ruchu zginania grzbietowego i dłoniowego w stawie nadgarstkowym została przedstawiono na Rys. 25. Fizjoterapeuta wykonywał ruch nadgarstkiem od zgięcia dłoniowego do zgięcia grzbietowego i z powrotem.



Rys. 25 Sekwencja zarejestrowana dla ruchu zginania grzbietowego i dłoniowego w stawie nadgarstkowym

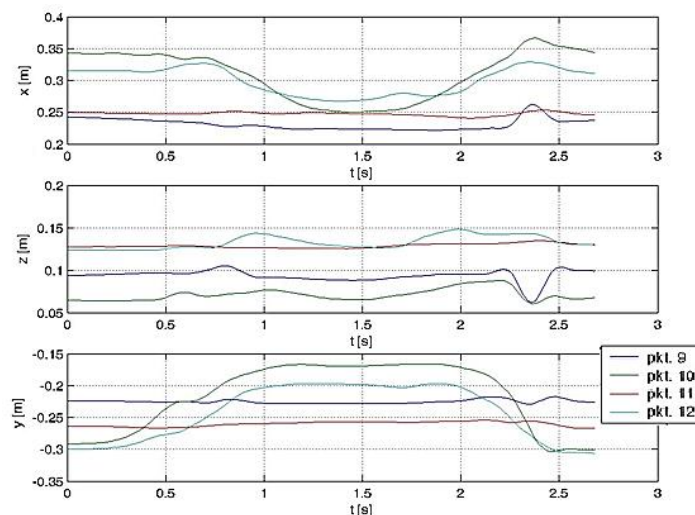
Na podstawie zarejestrowanego ruchu wygenerowano wykres, na którym zobrazowane zostały położenia markerów podczas wykonywanego ruchu (Rys. 26A). Na wykresie Rys. 26B zobrazowano trajektorie ruchów czterech wybranych markerów umieszczonych w okolicy dłoni: na stawie promieniowo-łokciowym dalszym (marker 9, kolor szary), na głowie kości II śródreżca (marker 10, kolor niebieski), na wyrostku rylcowatym kości łokciowej (marker 11,

kolor zielony) oraz na głowie kości V śródreżca (marker 12, kolor czerwony). Trajektorie przedstawiają zmiany w osi X, Y i Z dla poszczególnych markerów, z których największe zmiany zarejestrowano dla markerów 10 i 12. Omawiany ruch wykonywany był przede wszystkim w płaszczyźnie strzałkowej, dlatego ze względu na przyjęty układ współrzędnych największe zmiany widoczne są na płaszczyźnie XY.



Rys. 26 Ruch zginania grzbietowego i dłoniowego w stawie nadgarstkowym: A) zarejestrowane położenia markerów, B) trajektorie wybranych markerów w trakcie trwania ruchu

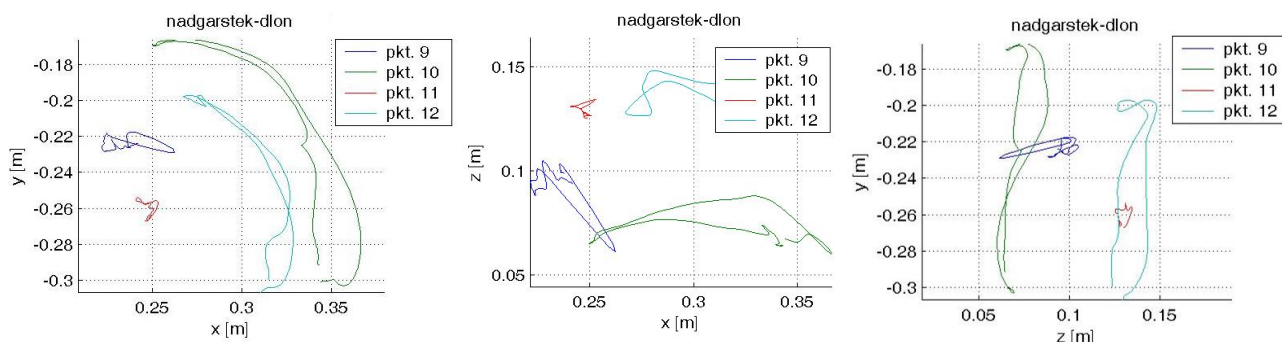
Wykres na Rys. 27 wizualizuje zmiany położenia markerów odpowiadających konkretnym punktom antropometrycznym w danej osi w odniesieniu do czasu wykonywanego ruchu. Wykres ograniczono wyłącznie do markerów przy stawie nadgarstkowym (9-12) ze względu na fakt, że w tym obszarze realizowany jest ruch, mimo, że zarejestrowane zostały ruchy wszystkich markerów. Czas trwania ruchu to ok 2,5 sekundy. Największe zmiany zaobserwowano w osi Y oraz X dla markerów 10 i 12, czyli umieszczonych na głowach kości II i V śródreżca.



Rys. 27 Przesunięcie punktów antropometrycznych (markerów) zarejestrowane w poszczególnych osiach podczas wykonywanego ruchu zginania dłoniowego i grzbietowego w nadgarstku

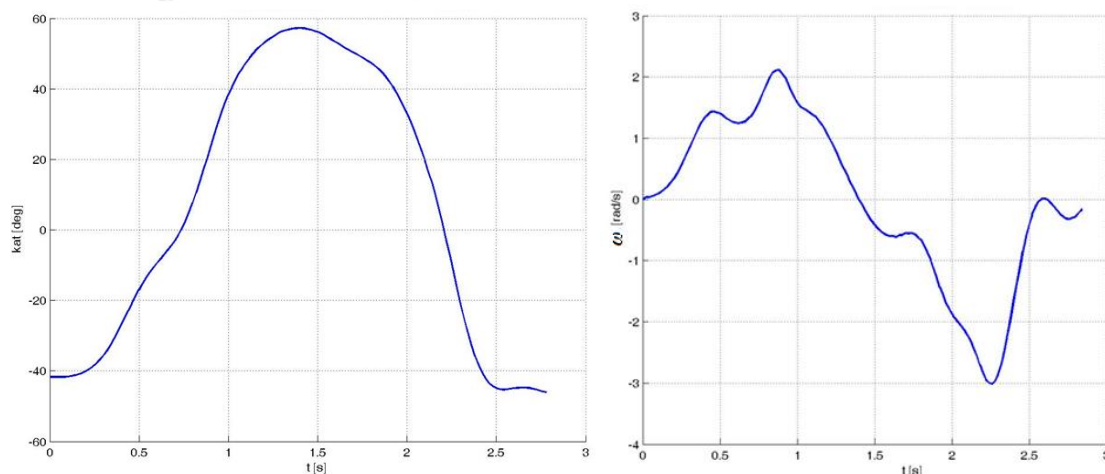
Dodatkowo opracowane zostały wykresy (Rys. 28) pozwalające zobrazować przemieszczenie konkretnych markerów w każdej z płaszczyzn podczas realizacji ruchu.

Największe zmiany można zaobserwować w przypadku płaszczyzny XY, ponieważ ruch odbywał się przede wszystkim w płaszczyźnie strzałkowej.



Rys. 28 Przemieszczenie punktów antropometrycznych (markerów) podczas wykonywanego ruchu zginania dloniowego i grzbietowego nadgarstka w płaszczyźnie A) XY, B) XZ oraz C) ZY

Przyjęta liczba markerów oraz ich rozmieszczenie na kończynie pozwoliły na wyznaczenie położenia środków stawów kończyny górnej, a następnie względnych przemieszczeń kątowych poszczególnych segmentów kończyny. Zmiany wartości kąta i prędkości kątowej zwizualizowane zostały na wykresach (Rys. 29) dla ruchu tam i z powrotem.





Rys. 29 Zmiany wartości kąta (wykres po lewej) oraz prędkości kątowej (wykres po prawej) w stawie nadgarstkowym podczas zginania grzbietowo- dloniowego

6.2. Analiza ruchów złożonych

Do badań poza ruchami prostymi zdefiniowano również ruchy złożone, czyli takie które wykonywane były jednocześnie w kilku stawach w różnych płaszczyznach. Ruchy te zostały wytypowane przez rehabilitantów biorących udział w projekcie. Zdefiniowano dwanaście ruchów zgodnych z metodą PNF, gdzie sześć z nich stanowi odwrotną sekwencję wykonania wcześniej określonych ruchów, zgodnie z Tab. 8.

Tab. 8 Zestawienie wyznaczonych do badania ruchów złożonych

l.p.	rodzaj i opis ruchu																								
1	<p>ruch z pozycji „ręka sięga do przeciwnej kieszeni” do pozycji „pełny wymach do serwu tenisowego” płynny z wyprostowanym stawem łokciowym przez cały zakres ruchu</p> <table border="1" data-bbox="389 353 1038 528"> <thead> <tr> <th rowspan="2">pozycja</th> <th colspan="3">staw barkowy</th> <th rowspan="2">staw łokciowy</th> <th rowspan="2">przedramię</th> <th rowspan="2">nadgarstek</th> </tr> <tr> <th>w/z</th> <th>rotacja</th> <th>o/p</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>wyjściowa</td> <td>wyprost 180°</td> <td>wewnętrzna 45°</td> <td>przywiedzenie 20°</td> <td>wyprostowany</td> <td>pronacja 90°</td> <td>zgięcie 60°</td> </tr> <tr> <td>końcowa</td> <td>zgięcie 180°</td> <td>zewnątrzna 45°</td> <td>odwiedzenie 160°</td> <td>wyprostowany</td> <td>supinacja 70°</td> <td>wyprost 70°</td> </tr> </tbody> </table> 	pozycja	staw barkowy			staw łokciowy	przedramię	nadgarstek	w/z	rotacja	o/p	wyjściowa	wyprost 180°	wewnętrzna 45°	przywiedzenie 20°	wyprostowany	pronacja 90°	zgięcie 60°	końcowa	zgięcie 180°	zewnątrzna 45°	odwiedzenie 160°	wyprostowany	supinacja 70°	wyprost 70°
pozycja	staw barkowy			staw łokciowy	przedramię				nadgarstek																
	w/z	rotacja	o/p																						
wyjściowa	wyprost 180°	wewnętrzna 45°	przywiedzenie 20°	wyprostowany	pronacja 90°	zgięcie 60°																			
końcowa	zgięcie 180°	zewnątrzna 45°	odwiedzenie 160°	wyprostowany	supinacja 70°	wyprost 70°																			
2	<p>ruch z pozycji „ręka sięga do przeciwnej kieszeni” do pozycji „schowanie dłoni za potylicę” wielopłaszczyznowy płynny, przez cały czas ruchu staw łokciowy zginany od pełnego wyprostowania do 90° zgięcia</p> <table border="1" data-bbox="384 613 1038 788"> <thead> <tr> <th rowspan="2">pozycja</th> <th colspan="3">staw barkowy</th> <th rowspan="2">staw łokciowy</th> <th rowspan="2">przedramię</th> <th rowspan="2">nadgarstek</th> </tr> <tr> <th>w/z</th> <th>rotacja</th> <th>o/p</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>wyjściowa</td> <td>wyprost 180°</td> <td>wewnętrzna 45°</td> <td>przywiedzenie 20°</td> <td>wyprostowany</td> <td>pronacja 90°</td> <td>zgięcie 60°</td> </tr> <tr> <td>końcowa</td> <td>zgięcie 180°</td> <td>zewnątrzna 45°</td> <td>odwiedzenie 160°</td> <td>zgięcie 90°</td> <td>supinacja 70°</td> <td>wyprost 70°</td> </tr> </tbody> </table> 	pozycja	staw barkowy			staw łokciowy	przedramię	nadgarstek	w/z	rotacja	o/p	wyjściowa	wyprost 180°	wewnętrzna 45°	przywiedzenie 20°	wyprostowany	pronacja 90°	zgięcie 60°	końcowa	zgięcie 180°	zewnątrzna 45°	odwiedzenie 160°	zgięcie 90°	supinacja 70°	wyprost 70°
pozycja	staw barkowy			staw łokciowy	przedramię				nadgarstek																
	w/z	rotacja	o/p																						
wyjściowa	wyprost 180°	wewnętrzna 45°	przywiedzenie 20°	wyprostowany	pronacja 90°	zgięcie 60°																			
końcowa	zgięcie 180°	zewnątrzna 45°	odwiedzenie 160°	zgięcie 90°	supinacja 70°	wyprost 70°																			
3	<p>ruch z pozycji „podparcie na dłoni” do pozycji „jak przy rzucie do tyłu przez przeciwny bark” płynny, przez cały zakres ruchu staw łokciowy wyprostowany</p> <table border="1" data-bbox="445 864 1107 1039"> <thead> <tr> <th rowspan="2">pozycja</th> <th colspan="3">staw barkowy</th> <th rowspan="2">staw łokciowy</th> <th rowspan="2">przedramię</th> <th rowspan="2">nadgarstek</th> </tr> <tr> <th>w/z</th> <th>rotacja</th> <th>o/p</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>wyjściowa</td> <td>wyprost 180°</td> <td>wewnętrzna 45°</td> <td>odwiedzenie 20°</td> <td>wyprostowany</td> <td>pronacja 90°</td> <td>przeprost 90°</td> </tr> <tr> <td>końcowa</td> <td>zgięcie 140°</td> <td>wewnętrzna 45°</td> <td>przywiedzenie 45°</td> <td>wyprostowany</td> <td>supinacja 70°</td> <td>zgięcie 90°</td> </tr> </tbody> </table> 	pozycja	staw barkowy			staw łokciowy	przedramię	nadgarstek	w/z	rotacja	o/p	wyjściowa	wyprost 180°	wewnętrzna 45°	odwiedzenie 20°	wyprostowany	pronacja 90°	przeprost 90°	końcowa	zgięcie 140°	wewnętrzna 45°	przywiedzenie 45°	wyprostowany	supinacja 70°	zgięcie 90°
pozycja	staw barkowy			staw łokciowy	przedramię				nadgarstek																
	w/z	rotacja	o/p																						
wyjściowa	wyprost 180°	wewnętrzna 45°	odwiedzenie 20°	wyprostowany	pronacja 90°	przeprost 90°																			
końcowa	zgięcie 140°	wewnętrzna 45°	przywiedzenie 45°	wyprostowany	supinacja 70°	zgięcie 90°																			
4	<p>ruch z pozycji „podparcie na dłoni” do pozycji „podrapanie za przeciwnym uchem” płynny, staw łokciowy zginany od pełnego wyprostowania do pełnego zgięcia</p> <table border="1" data-bbox="448 1117 1099 1292"> <thead> <tr> <th rowspan="2">pozycja</th> <th colspan="3">staw barkowy</th> <th rowspan="2">staw łokciowy</th> <th rowspan="2">przedramię</th> <th rowspan="2">nadgarstek</th> </tr> <tr> <th>w/z</th> <th>rotacja</th> <th>o/p</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>wyjściowa</td> <td>wyprost 180°</td> <td>wewnętrzna 45°</td> <td>odwiedzenie 20°</td> <td>wyprostowany</td> <td>pronacja 90°</td> <td>przeprost 90°</td> </tr> <tr> <td>końcowa</td> <td>zgięcie 120°</td> <td>wewnętrzna 45°</td> <td>przywiedzenie 45°</td> <td>zgięcie 120°</td> <td>supinacja 45°</td> <td>zgięcie 90°</td> </tr> </tbody> </table> 	pozycja	staw barkowy			staw łokciowy	przedramię	nadgarstek	w/z	rotacja	o/p	wyjściowa	wyprost 180°	wewnętrzna 45°	odwiedzenie 20°	wyprostowany	pronacja 90°	przeprost 90°	końcowa	zgięcie 120°	wewnętrzna 45°	przywiedzenie 45°	zgięcie 120°	supinacja 45°	zgięcie 90°
pozycja	staw barkowy			staw łokciowy	przedramię				nadgarstek																
	w/z	rotacja	o/p																						
wyjściowa	wyprost 180°	wewnętrzna 45°	odwiedzenie 20°	wyprostowany	pronacja 90°	przeprost 90°																			
końcowa	zgięcie 120°	wewnętrzna 45°	przywiedzenie 45°	zgięcie 120°	supinacja 45°	zgięcie 90°																			
5	<p>ruch z pozycji „jak przy pchnięciu kulą” do pozycji „jak przy rzucie do tyłu przez przeciwny bark”</p> <table border="1" data-bbox="448 1339 1096 1514"> <thead> <tr> <th rowspan="2">pozycja</th> <th colspan="3">staw barkowy</th> <th rowspan="2">staw łokciowy</th> <th rowspan="2">przedramię</th> <th rowspan="2">nadgarstek</th> </tr> <tr> <th>w/z</th> <th>rotacja</th> <th>o/p</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>wyjściowa</td> <td>wyprost 180°</td> <td>zewnątrzna 20°</td> <td>odwiedzenie 20°</td> <td>zgięcie 130°</td> <td>pronacja 90°</td> <td>przeprost 90°</td> </tr> <tr> <td>końcowa</td> <td>zgięcie 120°</td> <td>wewnętrzna 45°</td> <td>przywiedzenie 45°</td> <td>wyprost</td> <td>supinacja 70°</td> <td>zgięcie 90°</td> </tr> </tbody> </table> 	pozycja	staw barkowy			staw łokciowy	przedramię	nadgarstek	w/z	rotacja	o/p	wyjściowa	wyprost 180°	zewnątrzna 20°	odwiedzenie 20°	zgięcie 130°	pronacja 90°	przeprost 90°	końcowa	zgięcie 120°	wewnętrzna 45°	przywiedzenie 45°	wyprost	supinacja 70°	zgięcie 90°
pozycja	staw barkowy			staw łokciowy	przedramię				nadgarstek																
	w/z	rotacja	o/p																						
wyjściowa	wyprost 180°	zewnątrzna 20°	odwiedzenie 20°	zgięcie 130°	pronacja 90°	przeprost 90°																			
końcowa	zgięcie 120°	wewnętrzna 45°	przywiedzenie 45°	wyprost	supinacja 70°	zgięcie 90°																			
6	<p>ruch z pozycji „sięganie do butonierki po przeciwnej stronie” do pozycji „kelner niosący tacę ponad głowami gości”</p> <table border="1" data-bbox="464 1592 1114 1767"> <thead> <tr> <th rowspan="2">pozycja</th> <th colspan="3">staw barkowy</th> <th rowspan="2">staw łokciowy</th> <th rowspan="2">przedramię</th> <th rowspan="2">nadgarstek</th> </tr> <tr> <th>w/z</th> <th>rotacja</th> <th>o/p</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>wyjściowa</td> <td>wyprost 180°</td> <td>wewnętrzna 45°</td> <td>przywiedzenie 20°</td> <td>zgięcie 130°</td> <td>pronacja 45°</td> <td>zgięcie 90°</td> </tr> <tr> <td>końcowa</td> <td>zgięcie 180°</td> <td>zewnątrzna 70°</td> <td>odwiedzenie 160°</td> <td>wyprost</td> <td>supinacja 45°</td> <td>przeprost 90°</td> </tr> </tbody> </table> 	pozycja	staw barkowy			staw łokciowy	przedramię	nadgarstek	w/z	rotacja	o/p	wyjściowa	wyprost 180°	wewnętrzna 45°	przywiedzenie 20°	zgięcie 130°	pronacja 45°	zgięcie 90°	końcowa	zgięcie 180°	zewnątrzna 70°	odwiedzenie 160°	wyprost	supinacja 45°	przeprost 90°
pozycja	staw barkowy			staw łokciowy	przedramię				nadgarstek																
	w/z	rotacja	o/p																						
wyjściowa	wyprost 180°	wewnętrzna 45°	przywiedzenie 20°	zgięcie 130°	pronacja 45°	zgięcie 90°																			
końcowa	zgięcie 180°	zewnątrzna 70°	odwiedzenie 160°	wyprost	supinacja 45°	przeprost 90°																			
7	odwrotność ruchu złożonego 1																								
8	odwrotność ruchu złożonego 2																								
9	odwrotność ruchu złożonego 3																								
10	odwrotność ruchu złożonego 4																								
11	odwrotność ruchu złożonego 5																								
12	odwrotność ruchu złożonego 6																								

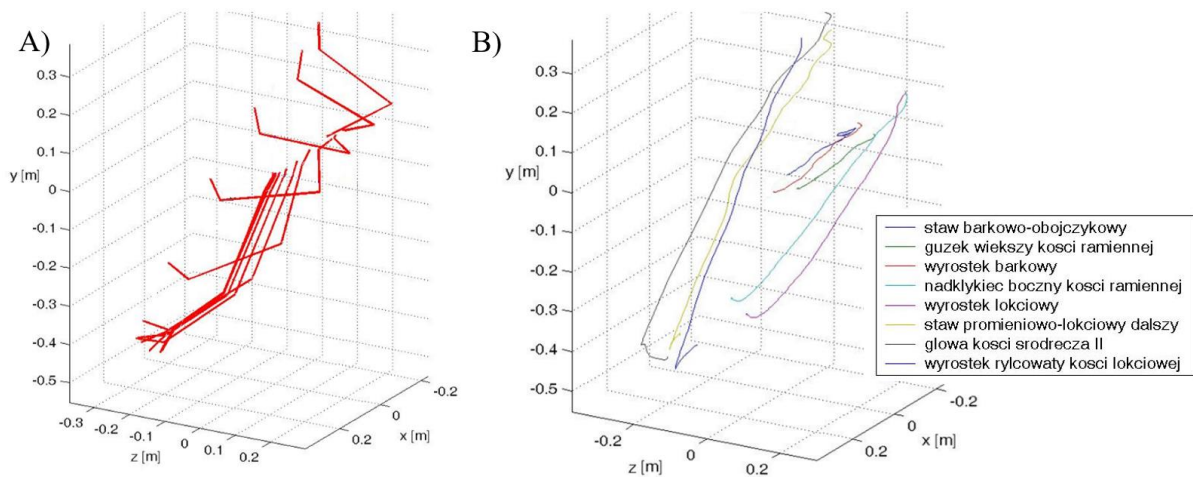
Analogicznie jak w przypadku ruchów prostych, dla ruchów złożonych zarejestrowano położenia markerów w kolejnych fazach ruchu. Wyniki badania omówiono szczegółowo na podstawie wielopłaszczyznowego ruchu nr 2 zgodnego z Tab. 8.

Przykładowy ruch złożony opisany został jako ruch płynny lewej kończyny z pozycji dolnej (jakby dłoń sięgała do prawej kieszeni), do pozycji górnej (gdzie dłoń zachodzi za głowę po stronie lewej), podczas którego staw łokciowy zginany jest od pełnego wyprostowania do 90° zgięcia. Rys. 30 przedstawia kilka zarejestrowanych klatek, obrazujących sekwencję wykonanego ruchu.



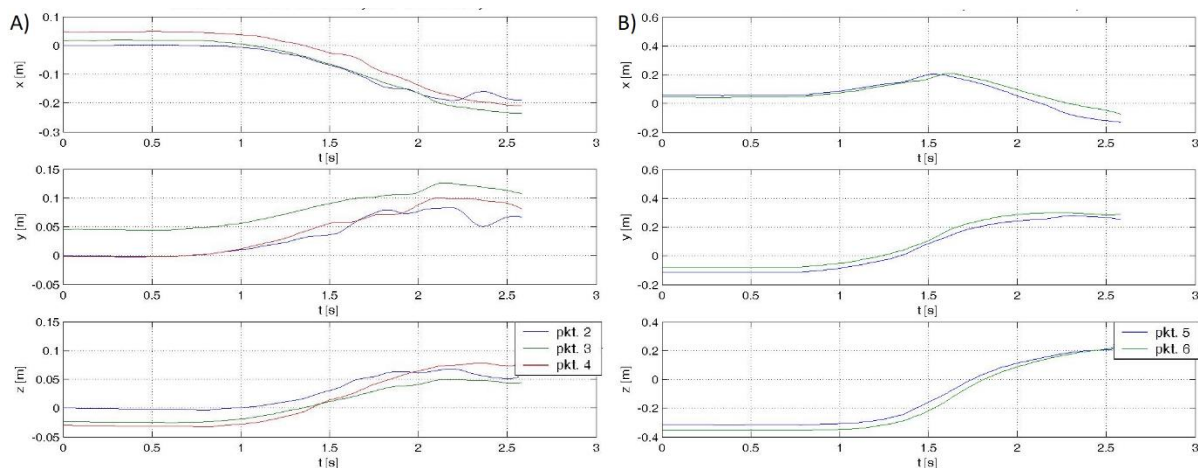
Rys. 30 Sekwencja zarejestrowana dla ruchu złożonego - ruch z pozycji „ręka sięga do przeciwnej kieszeni” do pozycji „schowanie dłoni za potylicę”

Podobnie jak dla ruchów prostych, w trakcie ruchu złożonego zostały zarejestrowane kolejne położenia markerów oraz ich trajektorie w układzie trójwymiarowym (Rys. 31). W przypadku ruchów złożonych zmiany były znaczące dla wszystkich obserwowanych markerów praktycznie w każdej osi. Czas zarejestrowanego ruchu wynosił około 2,5 sekundy.



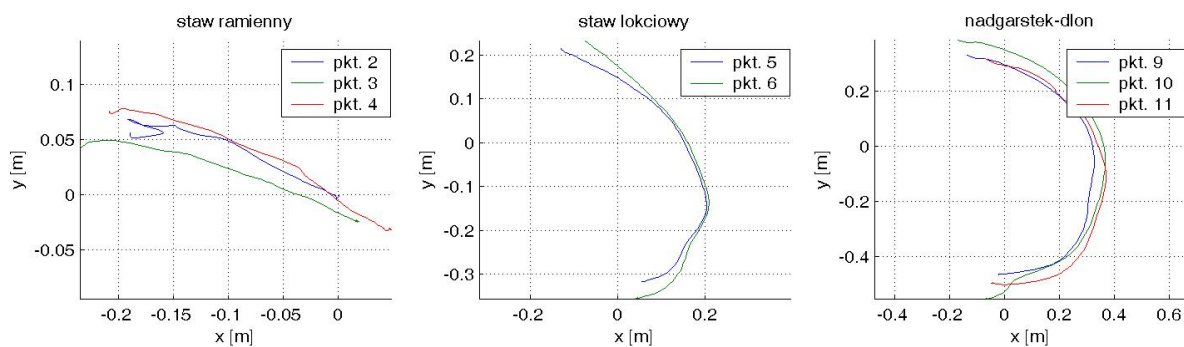
Rys. 31 Ruch złożony 2: A) zarejestrowane położenia markerów, B) trajektorie wybranych markerów w trakcie trwania ruchu

Poniżej zaprezentowano przemieszczenia markerów zorientowanych w pobliżu stawów dla każdej z osi. Wykresy zostały pogrupowane wg lokalizacji markerów: w pobliżu stawu ramiennego (Rys. 32 A), łokciowego (Rys. 32 B) oraz nadgarstkowego.



Rys. 32 Przemieszczenie punktów antropometrycznych (markerów) zarejestrowane w poszczególnych osiach podczas wykonywanego ruchu złożonego 2 w stawie ramiennym (A), łokciowym (B) i nadgarstkowym (C)

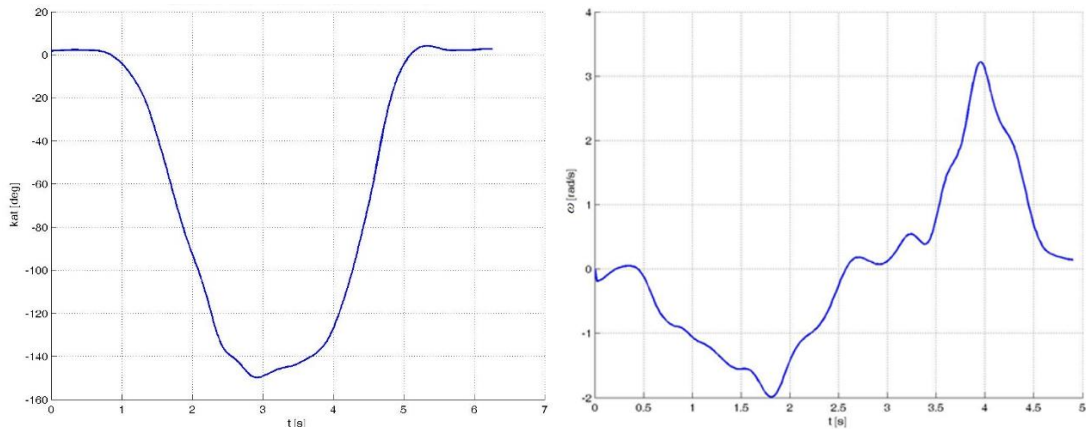
Zwizualizowane w postaci wykresów zostały także przemieszczenia markerów w poszczególnych płaszczyznach XY, XZ oraz YZ (Rys. 33).



Rys. 33 Przemieszczenie punktów antropometrycznych (markerów) w płaszczyźnie XY podczas wykonywanego ruchu

W ramach omawianego ruchu złożonego wydzielone zostały ruchy proste w poszczególnych stawach, dla których na wykresach zwizualizowano przebiegi zmian wartości kątów i prędkości:

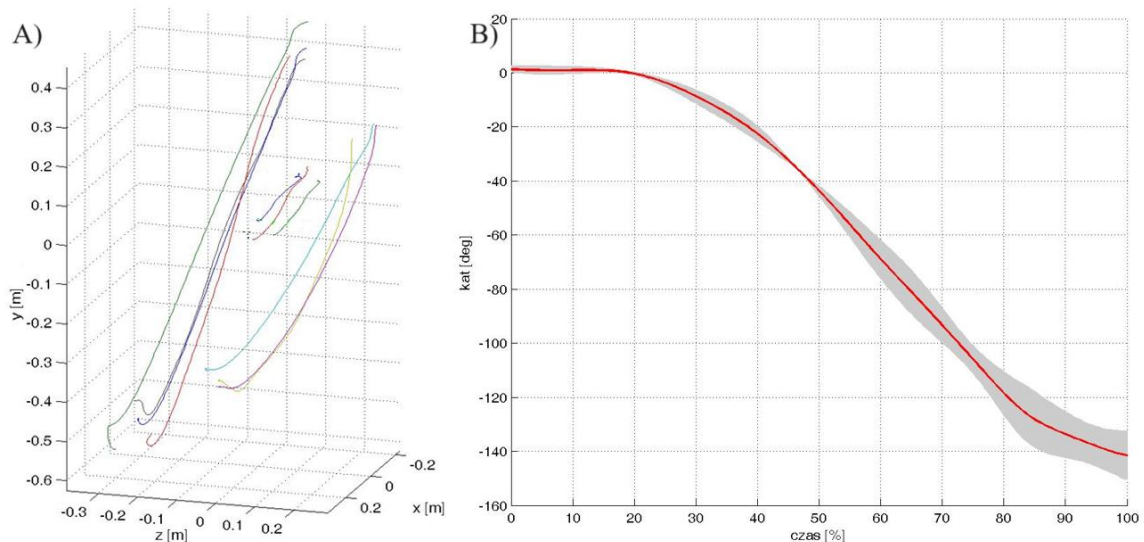
- odwodzenie i przywodzenie w stawie ramiennym,
- zginanie i prostowanie w stawie ramiennym (Rys. 34),
- rotacja zewnętrzna i wewnętrzna w stawie ramiennym,
- zginanie i prostowanie w stawie łokciowym,
- rotacja przedramienia,
- zginanie grzbietowe i dłoniowe w stawie nadgarstkowym.



Rys. 34 Zmiany wartości kąta (wykres po lewej) oraz prędkości kątowej (wykres po prawej) w stawie ramiennym odpowiadająca zginaniu i prostowaniu podczas realizacji ruchu złożonego 2 – ruch tam i z powrotem

6.3. Ruchy terapeutyczne kończyny górnej

Wzorcowe ruchy terapeutyczne kończyny górnej zostały opracowane w układzie trójwymiarowym. Poniżej na rysunku (Rys. 35 A) przedstawiono przykładowe wzorcowe trajektorie punktów antropometrycznych dla omawianego wcześniej ruchu złożonego nr 2. Dodatkowo zwizualizowane zostały uśrednione przebiegi wartości kątów z zaznaczonym zakresem zmienności dla ruchów w poszczególnych stawach, wyodrębnionych z ruchu złożonego (Rys. 35 B).



Rys. 35 A) Wzorcowe trajektorie markerów dla ruchu złożonego 2. B) Uśredniony przebieg zmiany wartości kąta zgięcia w stawie barkowym (czerwona linia oznacza wartość uśrednioną, a szare pole przedstawia zakres zmian)

Przebiegi wzorcowych ruchów terapeutycznych realizowanych metodą PNF opracowano na podstawie przeprowadzonych pomiarów oraz wykonanych obliczeń. Uzyskano je przez wyznaczenie wartości średnich analizowanych wielkości kinematycznych zarejestrowanych sekwencji danego ruchu.

Dla ruchów złożonych przeprowadzone badania uwidocznily stałą sekwencję włączania do ruchu poszczególnych stawów kończyny górnej, od dłoni po bark. Każdy z wybranych ruchów angażował wszystkie stawy, a zarejestrowane trajektorie ruchu powrotnego nie pokrywały się z trajektoriami ruchów pierwotnych [36]. Nieregularności zaobserwowane w przebiegu wykresów wiązały się z dodatkowymi przemieszczeniami markerów spowodowanymi ruchami skóry.

W procesie projektowania konieczna jest aproksymacja zmierzonych trajektorii w celu wygładzenia ich przebiegu. Wyznaczenie wzorców ruchowych pozwala określić i ocenić ruchliwość w poszczególnych stawach, ale dodatkowo pozwala oszacować czas wykonywania poszczególnych ruchów, co przekłada się między innymi na prędkości jakie muszą zapewnić elementy wykonawcze urządzenia podczas ich realizacji.

7. Dobór optymalnego łańcucha kinematycznego

Dobór optymalnego łańcucha kinematycznego jest kluczowym etapem projektowania każdego układu mechanicznego- mechanizmu. Schemat łańcucha kinematycznego pozwala w graficzny sposób opisać położenie i zależności między poszczególnymi elementami mechanizmu już na etapie tworzenia koncepcji urządzenia. W kontekście egzoszkieletu, łańcuch kinematyczny określa w jaki sposób poszczególne człony są połączone ze sobą i jak poruszają się względem siebie. Najczęściej wyodrębnia się łańcuchy kinematyczne równoległe i szeregowy. Pierwsze z nich, tzw. mechanizmy równoległe, to te, w których elementy połączone są tak, aby każdy z nich powiązany był z więcej niż jednym innym elementem, tworząc strukturę przypominającą sieć.

W przypadku egzoszkieletu najczęściej mamy do czynienia z łańcuchami szeregowymi (tzw. szeregami kinematycznymi), w których poszczególne człony są połączone w formie łańcucha, gdzie każdy element jest łączony z następnym w kolejności. W układach tych ruch jednego elementu bezpośrednio wpływa na ruch kolejnych. Połączenie ruchowe dwóch członów mechanizmu nazywane jest parą kinematyczną. Z punktu mechanicznego, każdy człon (ciało swobodne) ma sześć stopni swobody (możliwość obrotu i przesuwu w każdej z osi X,Y,Z), jednak połączenie ich w parę kinematyczną organiczna im część stopni swobody. Wyróżnia się pięć klas par kinematycznych w zależności od liczby więzów ograniczających ruch między członami. Najczęściej stosowaną parą kinematyczną w konstrukcji egzoszkieletołów jest para kinematyczna V klasy, czyli posiadająca jeden stopień swobody (możliwość obrotu w jednej osi lub ruchu postępowego wzdłuż jednej osi). Posługiwanie się tą klasą wynika z faktu możliwości zastosowania napędu w celu wprowadzenia jej w ruch, co w przypadku pozostałych klas jest kłopotliwe.

Opracowanie łańcuchów kinematycznych ułatwia zrozumienie zasady funkcjonowania mechanizmów. Ich przygotowanie w początkowym etapie projektowania pozwala ocenić funkcjonalność projektowanych rozwiązań i wybrać wariant optymalny, który będzie wykorzystany i rozwijany w kolejnych etapach pracy (opracowanie modelu 3D, wykonanie fizycznego prototypu). Odpowiedni dobór i optymalizacja łańcucha wpływa bezpośrednio na efektywność i precyzję pracy mechanizmu oraz zapewnia bezpieczeństwo i komfort jego użytkowania. Jego przygotowanie i przeanalizowanie stanowi podstawę opracowania egzoszkieletu wspierającego we właściwy sposób proces rehabilitacji.

7.1. Konceptcje rozwiązań

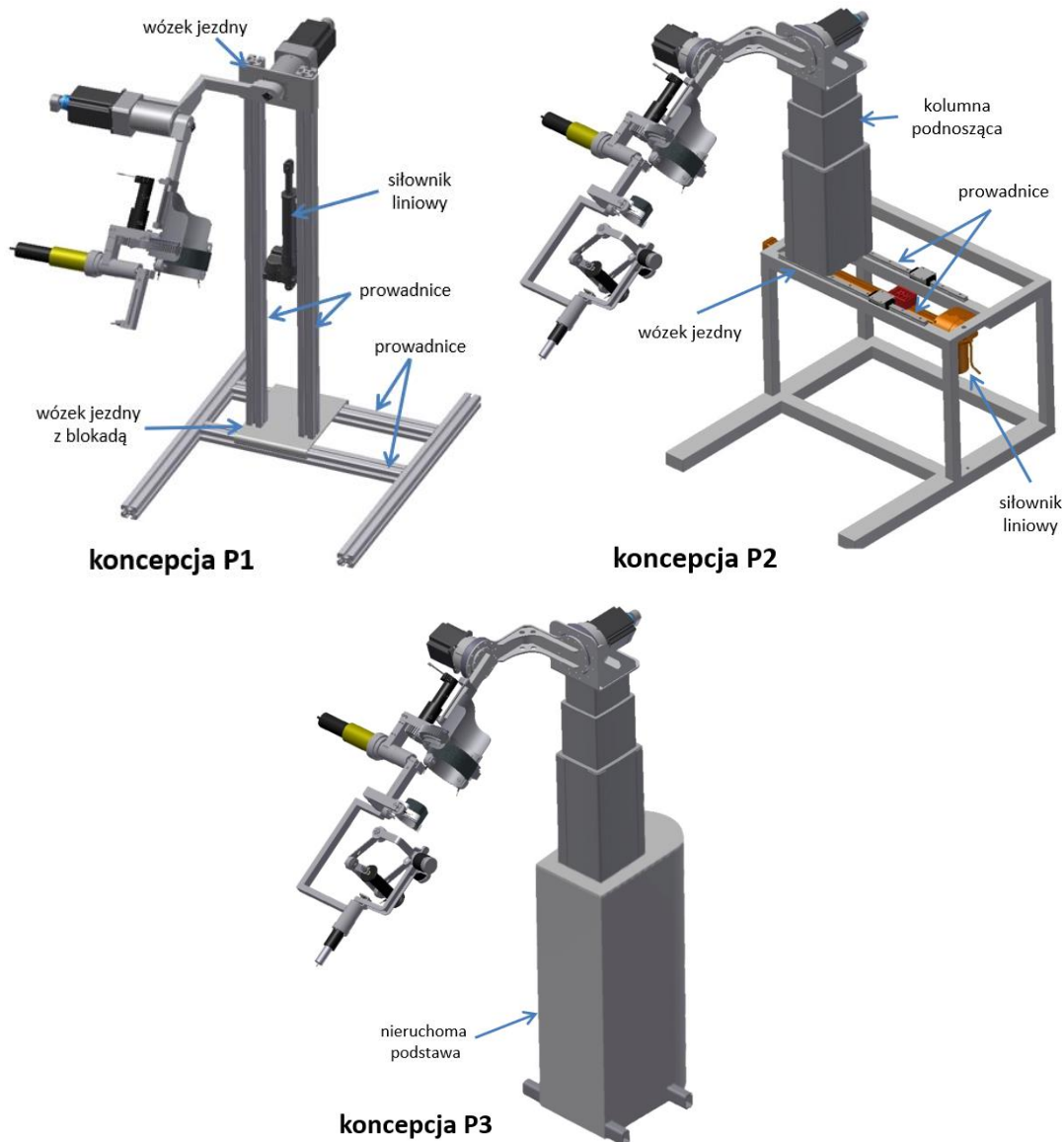
Przygotowanie koncepcji rozwiązań projektowanego egzoszkieletu przed przystąpieniem do prac projektowych ma istotne znaczenie. Pozwala na porównanie i ocenę wielu różnych podejść do rozwiązania stawianego problemu, co docelowo prowadzi do wyboru rozwiązania optymalnego. Na tym etapie możliwa jest identyfikacja potencjalnego ryzyka i problemów technicznych konkretnych rozwiązań, co ułatwia ich wczesne wyjaśnienie i rozwiązanie. Posiadając bazę koncepcji możliwa jest szybka eliminacja mniej obiecujących pomysłów, co przekłada się na oszczędność czasu i zasobów projektowych, które mogłyby zostać zmarnowane na rozwijanie niepraktycznych projektów. Takie działania znacznie zwiększają szanse powodzenia prac projektowych. Często tworząc kompilację kilku pierwotnych pomysłów, docelowo można wypracować najlepsze rozwiązanie.

W ramach realizacji pracy doktorskiej, uwzględniając założenia projektowe oraz bazując na przeprowadzonej analizie literaturowej i przeglądzie stanu techniki, a także własnym doświadczeniu, opracowano kilka koncepcji rozwiązania egzoszkieletu. Przy ich tworzeniu ważną rolę odegrały stawiane urządzeniu wymagania. Rehabilitacja kończyny górnej w stawie ramiennym, łokciowym i nadgarstkowym z możliwością ruchów wielopłaszczyznowych powoduje, że projektowany egzoszkielec musi obejmować całą kończynę oraz posiadać stopnie swobody zapewniające naturalną ruchliwość w stawach. Jego konstrukcja musi zapewnić możliwość dostosowania się do jak najszerzej grupy dorosłych pacjentów posiadających różne cechy antropometryczne.

7.1.1. Koncepcja podstawy urządzenia

Podstawowym założeniem projektowanego urządzenia jest umożliwienie rehabilitacji pacjentów z niedowładem kończyny górnej. Oznacza to, że główna część konstrukcji egzoszkieletu musi zostać wsparta na konstrukcji nośnej, tak aby właściwie wspomagać pacjenta, a nie obciążać go dodatkowo masą urządzenia. Z uwagi na ten fakt postanowiono, że urządzenie będzie miało charakter urządzenia stacjonarnego, a pacjent będzie umieszczał rękę w egzoszkielecie. Dużym wyzwaniem okazała się uniwersalność egzoszkieletu przejawiająca się koniecznością zapewnienia możliwości dostosowania urządzenia do rehabilitacji kończyny lewej i prawej.

Te wymagania dotyczyły nie tylko samej konstrukcji egzoszkieletu, ale również konstrukcji jego podstawy. W ramach pracy przygotowano trzy koncepcje rozwiązań podstawy P1, P2 i P3 (Rys. 36), które umożliwiają ustawienie urządzenia w dogodnej dla pacjenta pozycji.



Rys. 36 Zaproponowane koncepcje podstawy P1, P2 oraz P3

Pierwsza koncepcja podstawy (P1) jest zbudowana z prowadnic złożonych z dwóch belek stelaża znajdującego się przy podłożu. Po prowadnicach porusza się wózek zintegrowany z dwoma pionowymi prowadnicami, unieruchamiany przy użyciu blokady. Taka konstrukcja podstawy umożliwia przestawienie urządzenia w osi X (lewo-prawo), dostosowując jego położenie do rehabilitowanej kończyny (lewej lub prawej) przy unieruchomionym siedzisku pacjenta. Zasadniczą część egzozszkieletu zawieszona jest na wózku poruszającym się po prowadnicach pionowych. Jego ruch sterowany jest za pomocą siłownika liniowego, co pozwala na dostosowanie wysokości położenia egzozszkieletu do konkretnego pacjenta.

W drugiej koncepcji podstawy (P2) konstrukcję stanowi skrzynia z prowadnicami, po których porusza się wózek napędzany silnikiem liniowym. Z wózkiem zintegrowana jest kolumna podnosząca, stanowiąca bezpośrednią konstrukcję nośną zasadniczego egzozszkieletu. Rozwiązanie takie zapewnia możliwość dostosowania położenia horyzontalnego

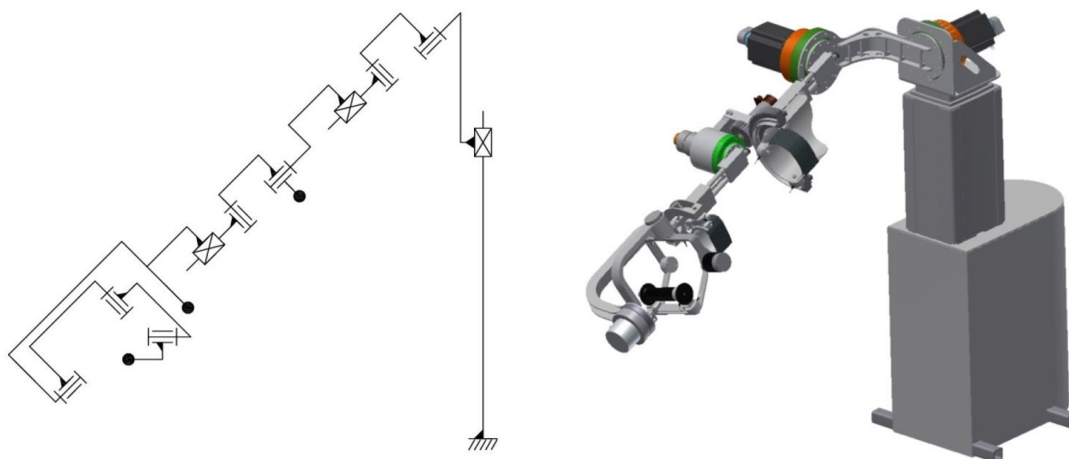
i wertykalnego egzozszkieletu do pacjenta. Dodatkowo ułatwia rekonfigurację urządzenia do pracy z przeciwną kończyną przy unieruchomionym siedzisku.

Ostatnia koncepcja podstawy (P3) uwzględnia, że siedzisko pacjenta jest ruchome, przez co umożliwi dostosowanie jego położenia do egzozszkieletu (przestawienie z lewej na prawą stronę). Sam egzozszkielet zamocowany jest do kolumny umiejscowionej na nieruchomej skrzyni. Regulacja wysokości kolumny ma zapewnić ustawienie w odpowiednim położeniu egzozszkieletu względem pacjenta. Główną zaletą tej koncepcji jest prostsza konstrukcja i możliwość zastosowania dostępnych na rynku rozwiązań, takich jak ergonomiczne siedzisko i kolumna podnosząca.

7.1.2. Koncepcja egzozszkieletu

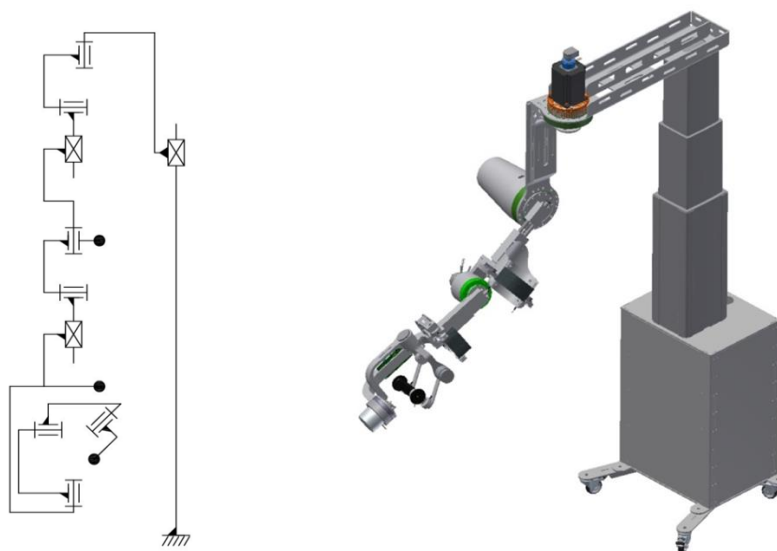
Podczas rozważań nad konstrukcją egzozszkieletu powstało kilka koncepcji jego realizacji, przy czym trzy z nich zostaną dokładnie opisane w niniejszej pracy. Wyróżniały się one spełnieniem stawianych wstępnie założeń oraz największą szansą na praktyczne zastosowanie. W ramach ich opracowania przygotowane zostały zarówno schematy kinematyczne jak i modele cyfrowe opracowane przy użyciu oprogramowania Autodesk Inventor 2013. Trójwymiarowe modele posiadały wiele uproszczeń, ale uwzględniały gabaryty zespołów napędowych, tak aby była brana pod uwagę ich geometria w późniejszych analizach.

Pierwszą z zaproponowanych koncepcji - K1 przedstawiono na Rys. 37. Koncepcja posiada siedem par kinematycznych klasy piątej realizujących ruch obrotowy. Ich zastosowanie umożliwia rehabilitację całej kończyny w stawie barkowym, łokciowym i nadgarstkowym. Dodatkowo uwzględnione zostały także pary kinematyczne przyrządowe w celu zapewnienia możliwości dostosowania egzozszkieletu do konkretnego pacjenta poprzez możliwość wydłużania i skracania członu przedramienia i ramienia oraz dostosowania wysokości jego umiejscowienia. W koncepcji tej napęd pierwszej pary obrotowej odpowiada za ruch odwodzenia i przywodzenia w stawie barkowym oraz za przestawienie egzozszkieletu do pracy z przeciwną kończyną. Natomiast zginanie i prostowanie w stawie ramiennym realizowane jest poprzez napęd drugiej pary kinematycznej.



Rys. 37 Schemat kinematyczny (po lewej) i cyfrowy model (po prawej) koncepcji K1 egzoskieletu

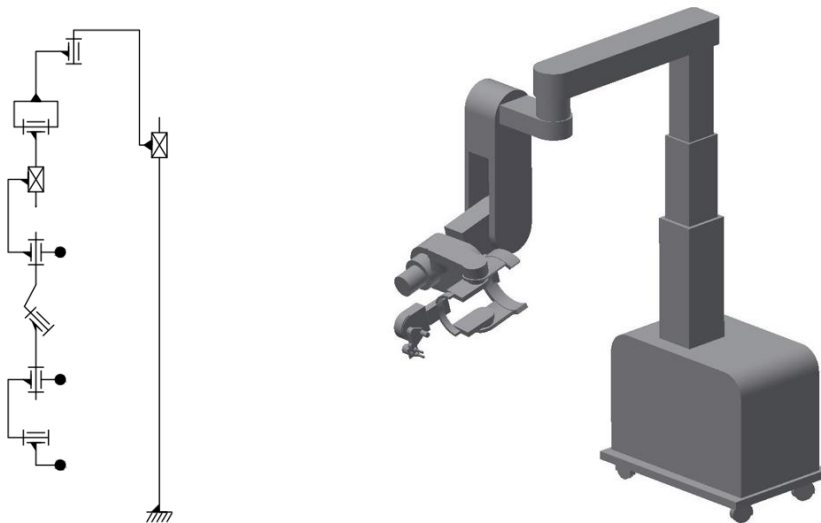
Druga koncepcja (K2) również posiada siedem głównych, obrotowych par kinematycznych oraz trzy dodatkowe, pryzmatyczne, zapewniające rehabilitację i dostosowanie się do całej kończyny (Rys. 38). Koncepcja ta jest zbliżona do K1, ale w tym przypadku oś pierwszej, obrotowej pary kinematycznej jest równoległa do osi pionowej pacjenta. Powoduje to dość istotną różnicę - zarówno ruch odwodzenia i przywodzenia oraz zginania i prostowania w stawie barkowym realizowany jest przez napęd drugiej pary obrotowej, która ustawiana jest do realizacji konkretnego ruchu przez pierwszą parę obrotową.



Rys. 38 Schemat kinematyczny (po lewej) i cyfrowy model (po prawej) koncepcji K2 egzoskieletu

Trzecia koncepcja postaci konstrukcyjnej to koncepcja K3 (Rys. 41) o sześciu parach kinematycznych obrotowych, realizujących ruchy terapeutyczne oraz dwóch pryzmatycznych, pozwalających na dostosowanie się urządzenia do pacjenta. Również w tym przypadku pierwsza para obrotowa ma oś usytuowaną pionowo. Brakująca para kinematyczna, w porównaniu do wcześniejszych koncepcji, związana jest z jednym brakującym stopniem swobody w stawie nadgarstkowym. Istnieje możliwość jego dodania.

Koncepcja ta nawiązuje do schematu kinematycznego referencyjnego urządzenia Armeo®Power.



Rys. 39 Schemat kinematyczny (po lewej) i cyfrowy model (po prawej) koncepcji K3 egzozszieletu

7.2. Wielowariantowa analiza kinematyki egzozszieletu rehabilitacyjnego

Modele cyfrowe 3D opracowanych koncepcji egzozszieletu (K1, K2 oraz K3) posłużyły do przeprowadzenia badania polegającego na analizie zakresów ruchliwości. W ramach prac wykorzystano oprogramowanie Autodesk Inventor. Badano możliwe do uzyskania zakresy ruchów egzozszieletu, sprawdzając maksymalne skrajne położenia jakie może osiągnąć konstrukcja w trakcie wykonywania zadanego ruchu dla określonego stawu w konkretnej płaszczyźnie. Badania przeprowadzono dla ruchów prostych, istotnych z punktu widzenia rehabilitacji:

- a. odwodzenie i przywodzenie w stawie ramiennym (płaszczyzna czołowa),
- b. poziome odwodzenie i przywodzenie w stawie ramiennym (płaszczyzna poprzeczna),
- c. zginanie i prostowanie w stawie ramiennym (płaszczyzna strzałkowa),
- d. rotacja wewnętrzna i zewnętrzna w stawie ramiennym (płaszczyzna poprzeczna),
- e. zginanie i prostowanie w stawie łokciowym,
- f. rotacja przedramienia,
- g. zgięcie łokciowe i promieniowe oraz dłoniowe i grzbietowe w obrębie nadgarstka.

Zrealizowane badania oraz jego wyniki zostały przedstawione podczas konferencji 8. Scientific Conference Medical and Sport Technologies & Young Biomechanists Conference named of prof. Dagmara Tejszerska organizowanej przez Katedrę

Biomechatroniki Politechniki Śląskiej oraz opisane w ramach publikacji naukowej [52] w czasopiśmie *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. Praca ta została wyróżniona jako jedna z najlepszych prac wśród doktorantów.

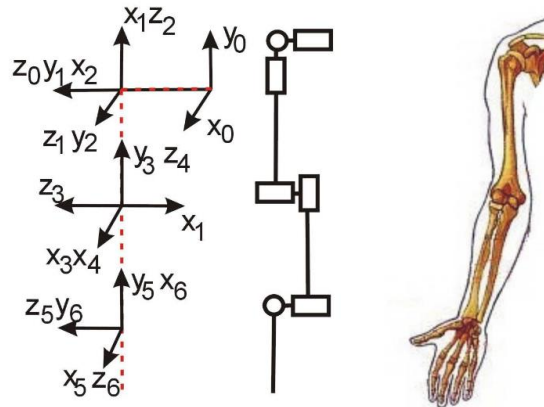
7.2.1. Model kończyny górnej

W przeprowadzonej wielowariantowej analizie kinematycznej uwzględniono model kończyny górnej (model pacjenta), który pozwala na wizualne weryfikacje ruchomości egzoszkieletu – spełnienie zdefiniowanych zakresów ruchu. Na podstawie przeprowadzonej analizy literaturowej przyjęte zostały cechy antropometryczne kończyny górnej, takie jak długości i obwody ramienia, przedramienia oraz dłoni a także masy poszczególnych segmentów.

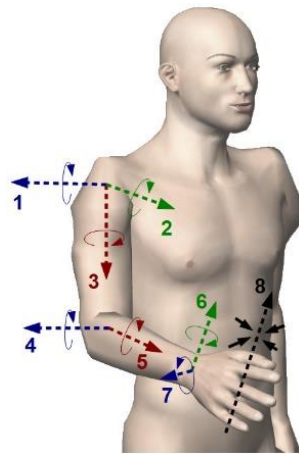
Opracowanie kinematycznego modelu kończyny górnej rodzi wiele trudności projektowych wynikających głównie z anatomii kończyny górnej [16]. Pod względem biomechanicznym kończyna górna stanowi łańcuch biokinematyczny połączonych ze sobą segmentów ciała. Początkiem łańcucha jest staw mostkowo-obojczykowy, a zakończenie stanowią stawy palców ręki, co definiuje go jako łańcuch otwarty [3], [15], [55]. Kości kończyny stanowią ruchome człony łańcucha, a stawy pary kinematyczne różnej klasy. Zgodnie z pozycją literaturową [55] poszczególne stawy opisano parami kinematycznymi:

- staw ramienny – para biokinematyczna III klasy (trzy niezależne ruchy kości ramiennej względem łopatki),
- staw promieniowo-łokciowy – para biokinematyczna V klasy (jeden rodzaj ruchu),
- staw ramieniowo-łokciowy – para biokinematyczna V klasy,
- staw promieniowo-nadgarstkowy – para biokinematyczna IV klasy (dwa niezależne ruchy),
- stawy ręki – pary biokinematyczne IV i V klasy.

Z uwagi na szeroki zakres ruchów łańcuch musi posiadać wiele stopni swobody (ang. *Degrees of Freedom*, DoF). W zależności od ilości uwzględnianych połączeń może składać się z od 4 do 22 członów [55]. Najprostszy model (Rys. 40), w którym nie są uwzględnione połączenia między kośćmi dłoni, opisany jest 7 stopniami swobody [14]. Trzy stopnie obejmują staw ramienny, dwa stopnie dotyczą stawów w obrębie łokcia oraz dwa obejmują nadgarstek (Rys. 41).



Rys. 40 Model egzozszkieletu z 7 stopniami swobody [14]



Rys. 41 Rozmieszczenie stopni swobody [30]

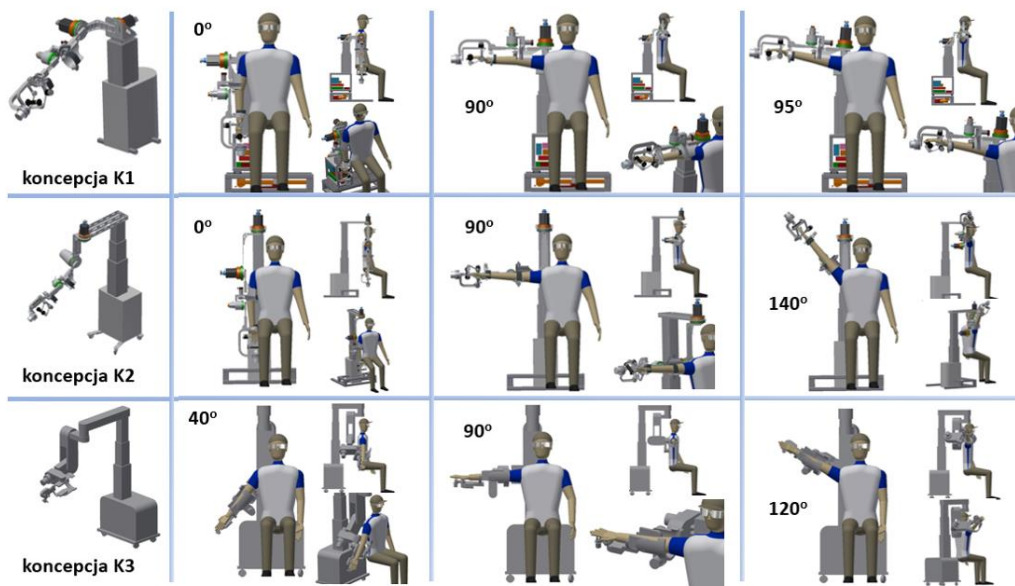
7.2.2. Wyniki analizy

Wyniki przeprowadzanych analiz dla zdefiniowanych wcześniej ruchów przedstawiono poniżej.

Ad. a) odwodzenie i przywodzenie w stawie ramiennym (płaszczyzna czołowa)

Na rysunku Rys. 42 przedstawiono analizę zakresu dla ruchu odwodzenia i przywodzenia w stawie barkowym. Najmniejszym zakresem ruchu charakteryzuje się koncepcja K1, który wynosi od 0° do 95° . Istotnym ograniczeniem tego ruchu okazała się lokalizacja napędu pierwszej pary kinematycznej. Przy zwiększaniu zakresu ruchu powyżej 95° następuje kolizja egzozszkieletu z głową modelu pacjenta. W przypadku koncepcji K2 zakres tego ruchu okazał się większy i wyniósł 140° . Jednak próba dalszego zwiększania zakresu ruchu skutkowałą kolizją pomiędzy członami egzozszkieletu. Natomiast dla koncepcji K3 zakres tego ruchu wyniósł od 40° do 120° .

oniżej wartości 40° elementy konstrukcyjne wchodziły w kolizję z ciałem pacjenta, natomiast powyżej 120° dochodziło do kolizji między członami urządzenia.



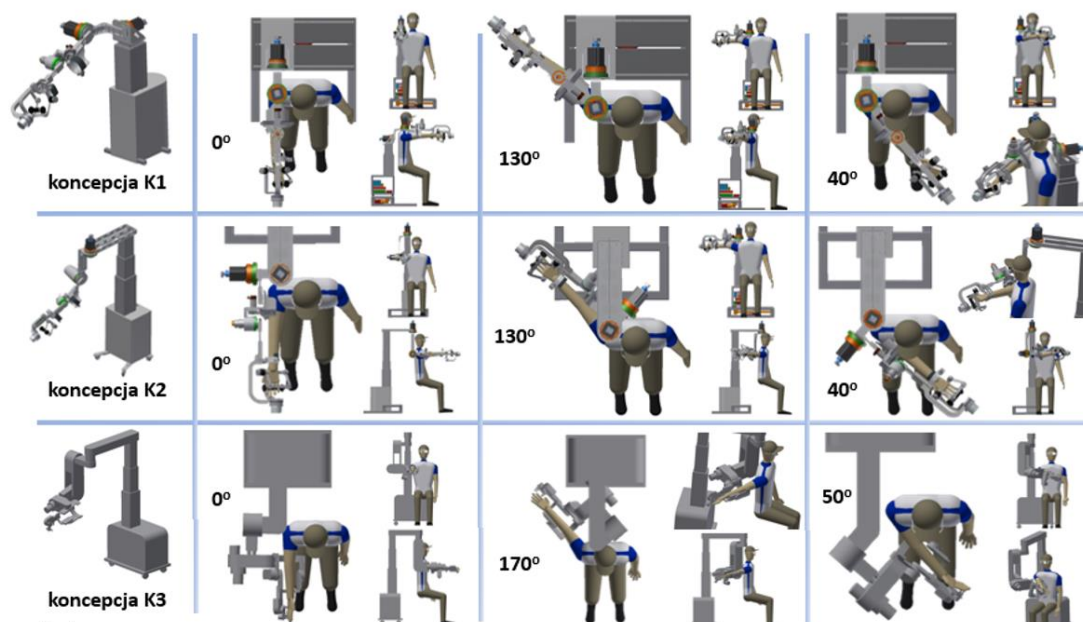
Rys. 42 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas ruchu przywodzenia oraz odwodzenia w stawie barkowym [52]

Zakresy wyznaczone dla zaproponowanych rozwiązań nie pokryły się z zakresami wynikającymi z normy ISOM. Pełny ruch przywodzenia w płaszczyźnie czołowej blokuje pozycja pacjenta podczas korzystania z egzoszkieletu. Siedząc pacjent nie ma możliwości uzyskać pełnego zakresu dla tego ruchu, gdyż kończyna górna musi zatrzymać się przy zgiętych nogach.

Ad. b) poziome odwodzenie i przywodzenie w stawie ramiennym (płaszczyzna poprzeczna)

Analizę ruchu w stawie ramiennym wykonywanego w płaszczyźnie poprzecznej przedstawiono na

Rys. 43. W przypadku koncepcji K1 oraz K2 zakres tego ruchu wynosi około 130° , w ruchu odwodzenia („od siebie”) i 40° przywodzenia („do siebie”). Największym zakresem ruchu charakteryzuje się koncepcja K3, której zakres pokrywa się a nawet jest większy aniżeli potrzebny jest w rehabilitacji.

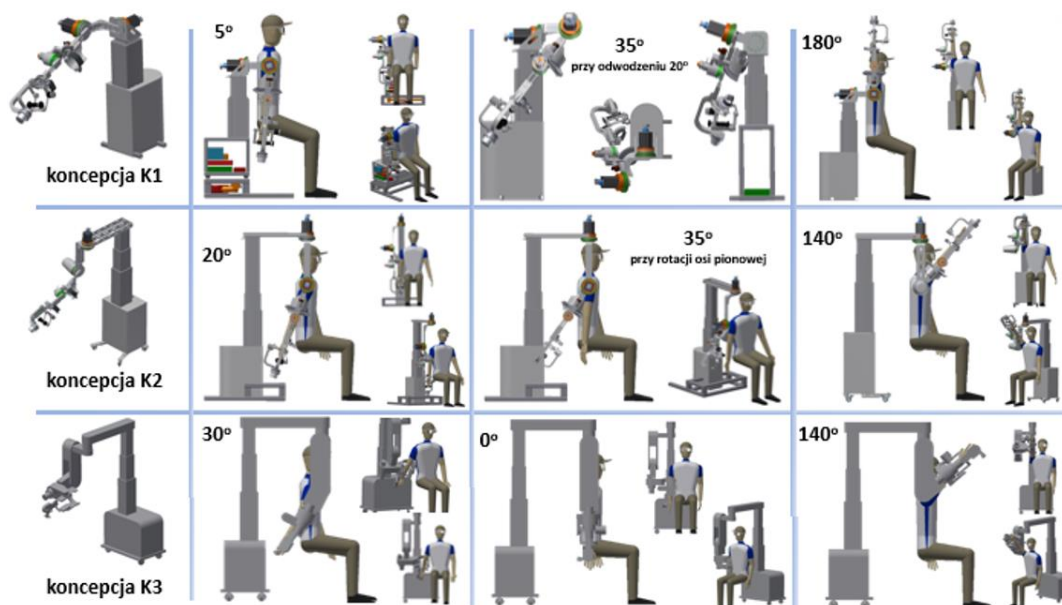


Rys. 43 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas ruchu poziomego odwodzenia i przywodzenia w stawie ramiennym w płaszczyźnie poprzecznej

W przypadku ruchu „od siebie” ograniczenie ruchu stanowi występowanie kolizji konstrukcji egzoszkieletu z jego podstawą (kolumną podnoszącą), natomiast w przypadku ruchu „do siebie” dochodzi do kolizji egzoszkieletu z ciałem pacjenta. Odnosząc się do zakresów zgodnych z normą ISOM można uznać, że zarejestrowane zakresy ruchów są wystarczające w przypadku wszystkich zaproponowanych koncepcji.

Ad. c) zginanie i prostowanie w stawie ramiennym (płaszczyzna strzałkowa)

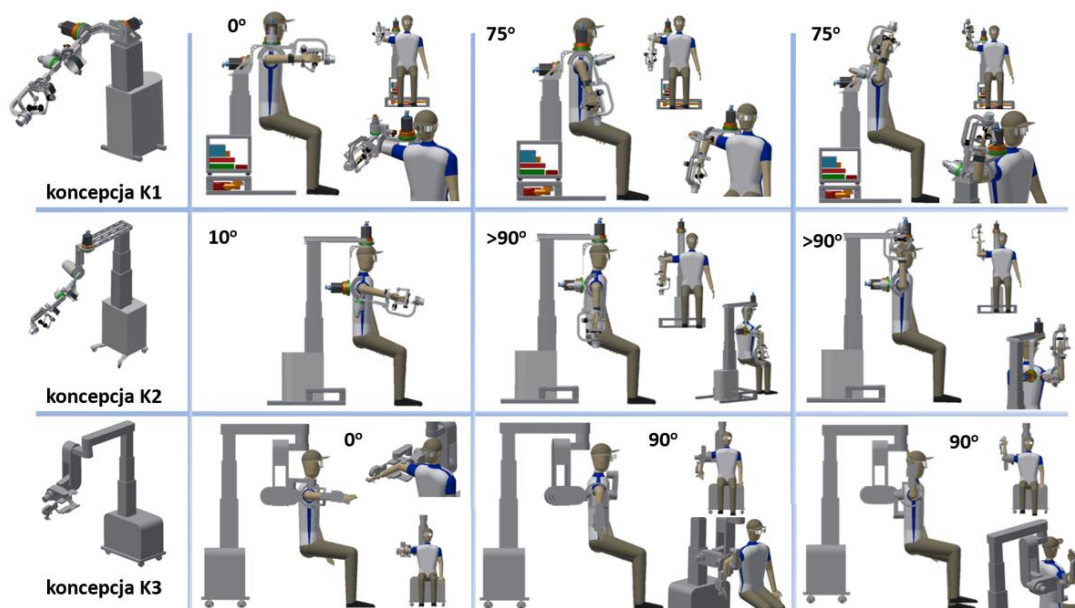
Na rysunku Rys. 44 przedstawiono analizę zakresów ruchu w stawie barkowym w płaszczyźnie strzałkowej, dla której wykonywany jest ruch zginania i prostowania. Największy zakres ruch prostowania zapewnia koncepcja K3, który wynosi 30° . Natomiast najmniejszą wartość uzyskuje koncepcja K1. Niestety we wszystkich wariantach problem stanowi kolizja konstrukcji egzoszkieletu z jego podstawą. W przypadku koncepcji K1 istnieje możliwość zwiększenia zakresu ruchu do 35° przy jednoczesnym odwiedzeniu stawu barkowego o 20° . Takie działanie jest analogiczne do anatomicznego ruchu prostowania w stawie ramiennym angażującego obręcz kończyny górnej. Zwiększenie zakresu prostowania dla koncepcji K2 także jest możliwe przy dodaniu podczas ruchu małej rotacji w osi pionowej. W przypadku ruchu zgięcia jedynie koncepcja K1 pozwala osiągnąć wartość zakresu ruchu zgodną z normatywną, choć istnieje również potencjał do zwiększenia tej wartości. Dodatkowo w koncepcji K2 oraz K3 dochodzi do kolizji pomiędzy członami egzoszkieletu, co powoduje ograniczenia ruchomości.



Rys. 44 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas ruchu zginania i prostowania w stawie ramiennym w płaszczyźnie strzałkowej

Ad. d) rotacja wewnętrzna i zewnętrzna w stawie ramiennym (płaszczyzna poprzeczna)

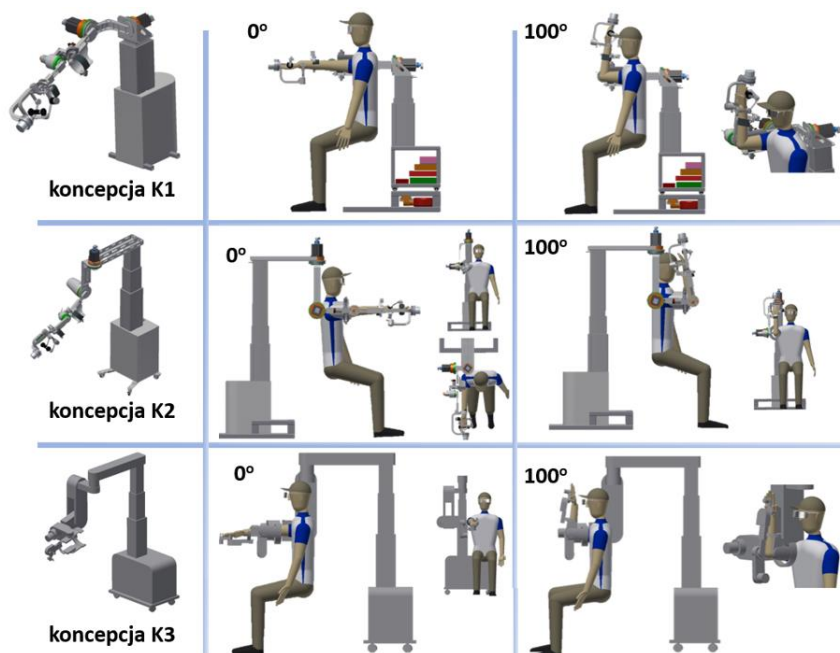
Analiza zakresów ruchu rotacji wewnętrznej i zewnętrznej w płaszczyźnie strzałkowej została zaprezentowana na Rys. 45. Największy zakres ruchu występuje dla koncepcji K3 i jest większy niż zakres definiowany przez normę ISOM. W przypadku koncepcji K1 oraz K2 ruch rotacyjny realizowany jest poprzez zmianę położenia członów egzoszkieletu zintegrowanych z wózkiem poruszającym się po prowadnicy łukowej o kącie 180° . W związku z tym, że dla koncepcji K1 pozycja wyjściowa tego ruchu rozpoczyna się od 0° i symetrycznego ustawienia wózka w prowadnicy to ruch ten jest symetrycznie ograniczony dla rotacji wewnętrznej jak i zewnętrznej. Ograniczenie wynika z zastosowanych rozwiązań technicznych, a dokładnie szerokości wózka i konieczności zastosowania blokady jego wypadnięcia z prowadnicy. W koncepcji K2 sprawa jest bardziej skomplikowana, bo pozycje skrajne rotacji ustawiają wózek na środku prowadnicy i występuje zjawisko braku ciągłości ruchu w pewnym jego zakresie. Opisane zostanie to dokładniej w dalszej części, w podrozdziale omawiającym problemy konstrukcyjne.



Rys. 45 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas rotacji wewnętrznej i zewnętrznej w stawie ramiennym w płaszczyźnie strzałkowej [52]

Ad. e) zginanie i prostowanie w stawie łokciowym

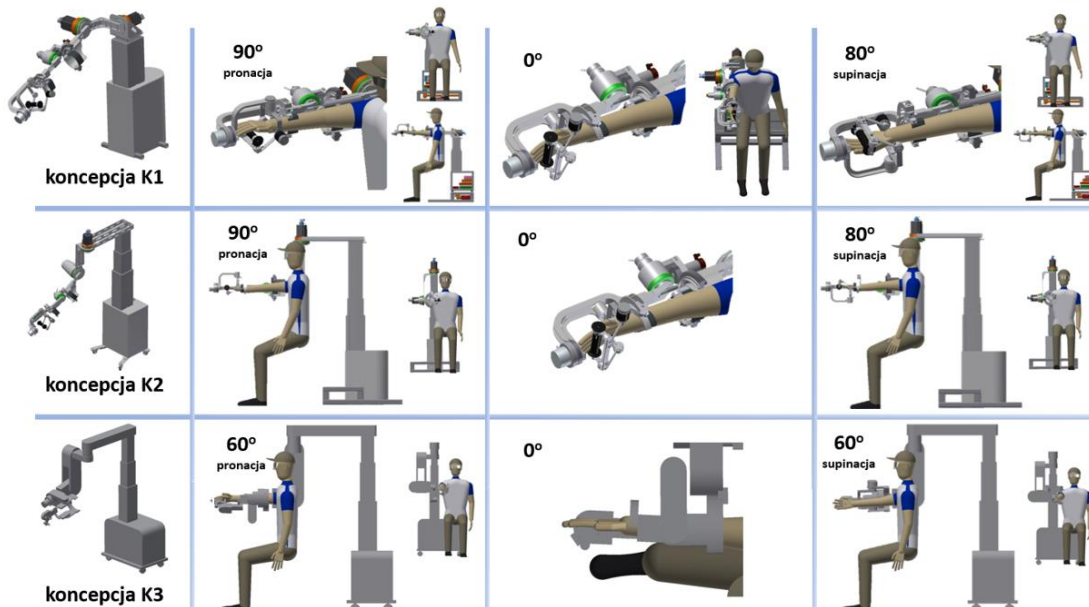
W analizie zakresów ruchliwości w stawie łokciowym przeprowadzono symulacje dla ruchu zginania i prostowania (Rys. 46). Dla każdego z przyjętych wariantów konstrukcji egzoszkieletu udało się uzyskać podobną wartość kąta zgięcia, około 100° . Powyżej tej wartości człony egzoszkieletu zaczynają na siebie nachodzić i dochodzi do kolizji.



Rys. 46 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas zginania i prostowania w stawie łokciowym

Ad. f) rotacja przedramienia

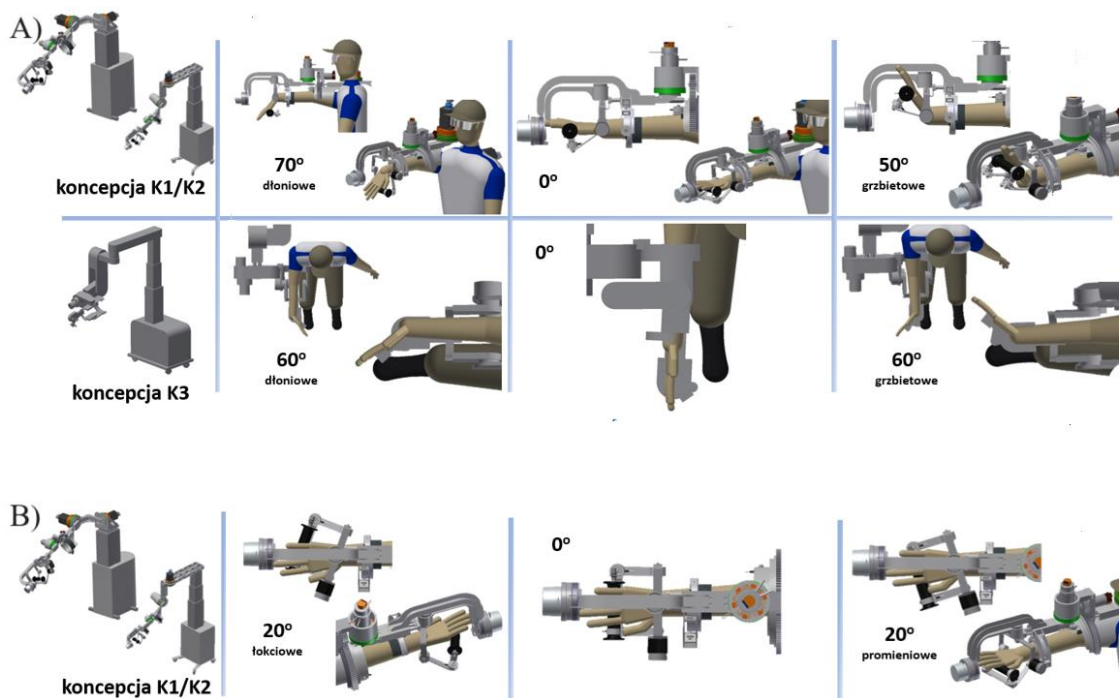
Realizacja ruchu rotacji przedramienia jest możliwa przez wszystkie koncepcje (Rys. 47). W przypadku koncepcji K3 ruch nieznacznie jest ograniczany przez elementy konstrukcyjne. W toku dalszego rozwijania tego wariantu istnieje potencjał poszerzenia zakresu tego ruchu.



Rys. 47 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas ruchu rotacji przedramienia

Ad. g) zgięcie łokciowe i promieniowe, oraz dłoniowe i grzbietowe w obrębie nadgarstka

Do analizy zakresu ruchomości stawu nadgarstkowego wybrane zostały ruchy zgięcia dłoniowego i grzbietowego oraz zgięcia łokciowego i promieniowego. Z uwagi na zbliżoną strukturę rozwiązań w tym stawie dla wariantów K1 oraz K2, przygotowano wspólną wizualizację dla wskazanych ruchów (Rys. 48). Dla koncepcji K3 założono istnienie jedynie sześciu stopni swobody (DoF) egzoszkieletu, bez uwzględnienia możliwości wykonania ruchu zgięcia łokciowego i promieniowego tej konstrukcji. Jednak modyfikując postać konstrukcyjną K3 można uzyskać brakującą ruchliwość.

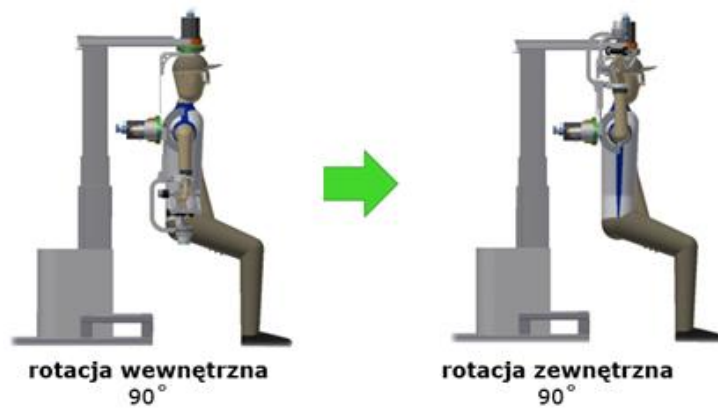


Rys. 48 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas ruchów w stawie nadgarstkowym: zgięcie dłoniowe i grzbietowe (A) oraz zgięcie łokciowe i promieniowe (B)

7.3. Modyfikacje konstrukcyjne rozwiązań koncepcyjnych

Wykonane badania pozwoliły przede wszystkim wyznaczyć graniczne pozycje osiągnięte przez poszczególne koncepcyjne konstrukcje egzoszkieletu przy wykonywaniu konkretnego ruchu, ale dodatkowo umożliwiły prześledzenie jego realizacji. Jak się okazało mimo, że osiągnięte skrajne położenia dla ruchów prostych były zadawalające, to przejścia między poszczególnymi pozycjami w niektórych ruchach okazały się kłopotliwe.

W przypadku koncepcji K2 problematycznym okazało się przejście z pozycji rotacji wewnętrznej stawu ramiennego do rotacji zewnętrznej (Rys. 49). Pomimo, uzyskania skrajnych pozycji, bezpośrednie przejście między nimi nie było możliwe do wykonania z powodu braku ciągłości ruchu w zakresie od 10⁰ rotacji wewnętrznej do 10⁰ rotacji zewnętrznej spowodowanej ograniczeniami konstrukcyjnymi. Ograniczenie to wynika z faktu wykorzystania w konstrukcji egzoszkieletu prowadnicy łukowej o kącie 180⁰. Związane jest to z symetrycznym ustawieniem położenia wózka jeźdźnego względem prowadnicy podczas skrajnej wartości rotacji, co pozwala jedynie na ruch około 80⁰ w kierunku przeciwnej rotacji, ponieważ w tym momencie kończy się zakres prowadnicy.



Rys. 49 Pozycje skrajne rotacji wewnętrznej i zewnętrznej w stawie ramiennego w przypadku koncepcji K2 [52]

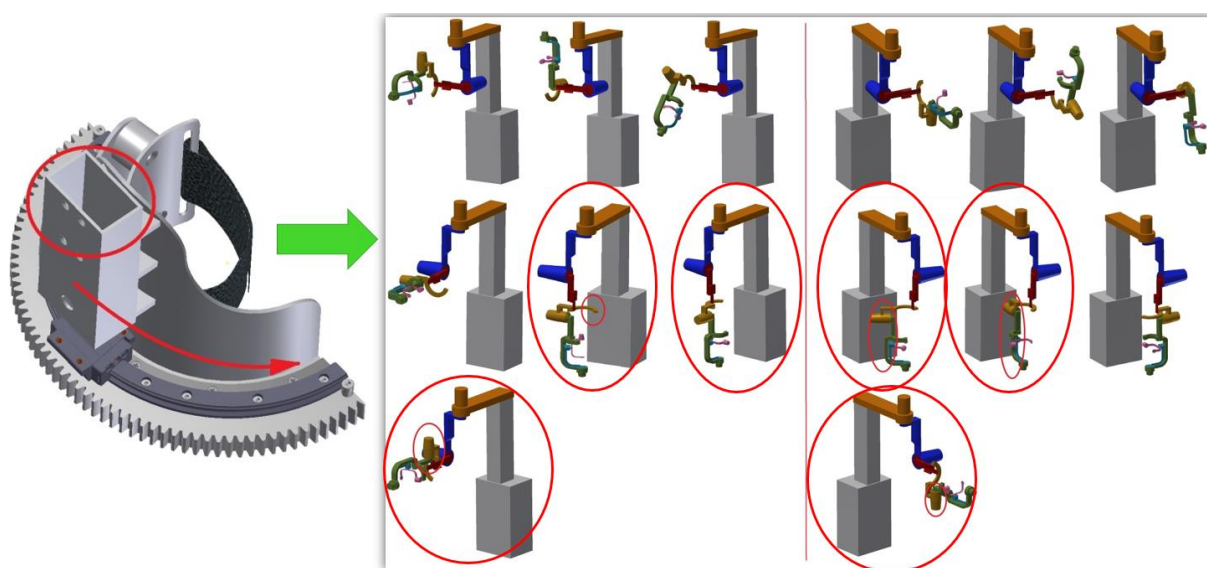
Przejście do przeciwnej rotacji wymaga przestawienia egzoskieletu, polegającego na obróceniu o 180° jednego z napędów odpowiadającego za czwartą oś pary kinematycznej urządzenia. Dzięki takiej rekonfiguracji mechanizmu możliwe jest wykonanie ruchów w przeciwnej rotacji w zakresie od 10° do 90° (Rys. 50).



Rys. 50 Koncepcja K2 - problematyczny ruch

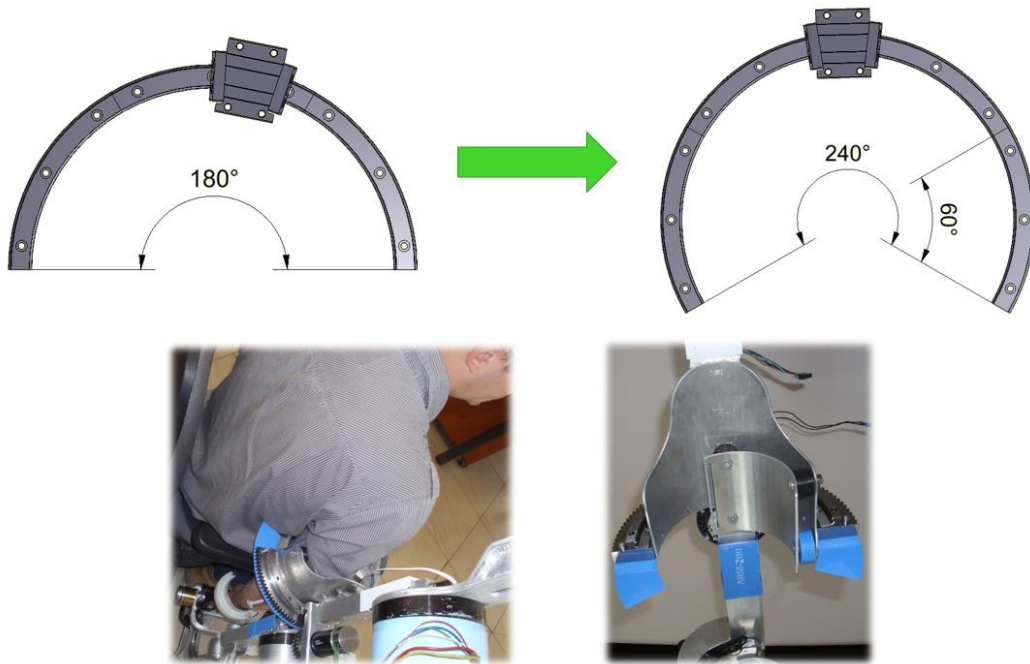
W celu zapewnienia płynnego przejścia z rotacji wewnętrznej do zewnętrznej zaproponowanych zostało kilka rozwiązań. Każda z opcji została poniżej przeanalizowana.

Jedną z propozycji rozwiązania stanowiło przesunięcie mocowania prowadnicy łukowej względem członu nośnego w sposób niesymetryczny (Rys. 51). Po wprowadzeniu zmiany w modelu badawczym zasymulowano kilka ruchów egzoszkieletu w programie Inventor. Zaproponowana opcja poprawiła i umożliwiła wykonanie przejścia pomiędzy rotacjami stawu barkowego, jednak wciąż pozostały pewne ograniczenia. Asymetria prowadnicy względem członu nośnego doprowadziła do kolizji prowadnicy z ciałem pacjenta w innych konfiguracjach ustawienia egzoszkieletu, a w szczególności przy przekonfigurowaniu robota do pracy z przeciwną kończyną.



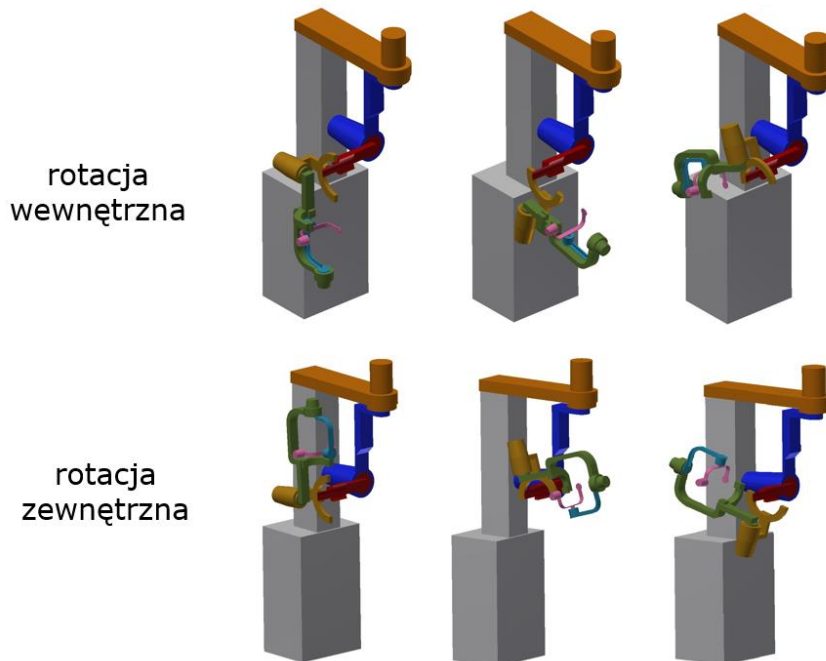
Rys. 51 Koncepcja K2: propozycja rozwiązania problematycznych ruchów – przesunięcie mocowania prowadnicy

Kolejna propozycja modyfikacji dotyczyła zwiększenia wymiarów prowadnicy dążąc do jej „zamknięcia” (Rys. 52). Należy jednak pamiętać, że prowadnica musi spełniać wygórowane wymagania wytrzymałościowe, ponieważ połączenie wózka z prowadnicą musi przenieść duże obciążenia (momenty sił). Na rynku można znaleźć tylko jedną firmę, która gotowa była w stanie dostarczyć takie rozwiązanie. Sama prowadnica ma postać modułową, składającą się z segmentów po 60° , które są wzajemnie dopasowane. W związku z tym, wydłużenie prowadnicy wiąże się z dołożeniem kolejnego segmentu prowadnicy, zwiększając jej zakres z 180° do 240° . Zmiana wielkości prowadnicy doprowadza jednak do kolizji prowadnicy z ciałem pacjenta w innych ustawieniach położenia egzoszkieletu. Dodatkowo takie rozwiązanie wpływa na pogorszenie bezpieczeństwa i uniemożliwienie szybkie oswobodzenie kończyny z urządzenia.



Rys. 52 Konceptcja K2: propozycja rozwiązania problematycznych ruchów - zamknięcie prowadnicy lukowej

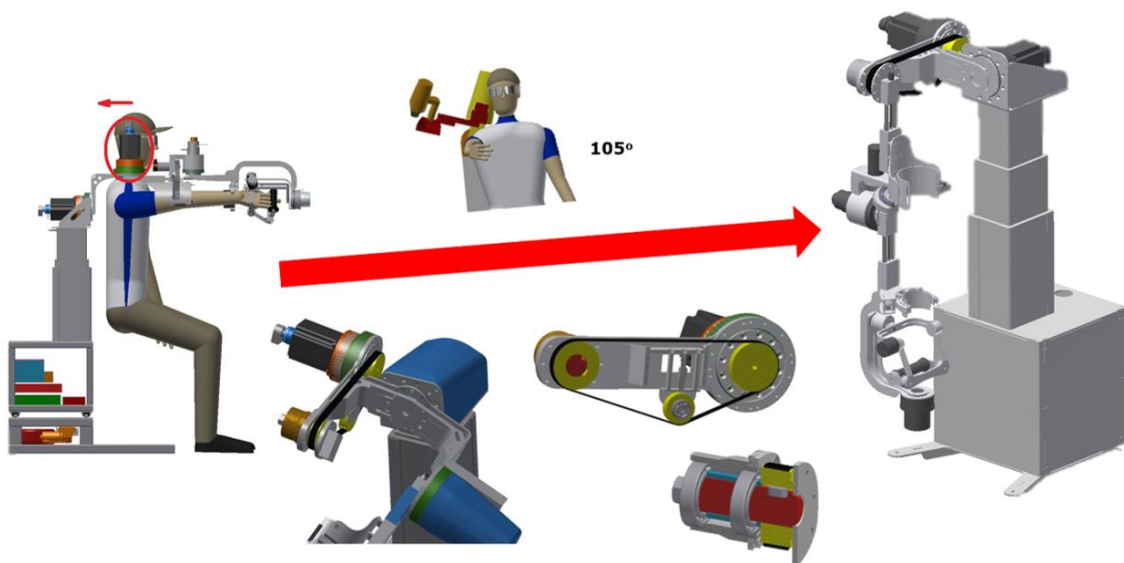
Ostatnią zaproponowaną modyfikacją była próba wprowadzenia w ruch członu z prowadnicą i zębatką napędową współpracująca z napędem 3, przy jednoczesnym unieruchomieniu wózka względem członu 3. W tym celu przygotowano uproszczone modele 3D (Rys. 53) i zasymulowano ruch rotacji, jednak takie rozwiązanie nie przyniosło pożądanego efektu.



Rys. 53 Konceptcja K2: propozycja rozwiązania problematycznych ruchów - wprowadzenie w ruch prowadnicy/zębatki przy unieruchomieniu „wózka”

Analiza zaproponowanych wariantów rozwiązania problemu występującego podczas ruchu rotacji wpłynęła ostatecznie na decyzję o rezygnacji ze schematu kinematycznego, w którym oś pierwszej pary kinematycznej obrotowej jest równoległa do osi pionowej pacjenta. Pozostawienie opcji koncepcji K2 skutkowałoby brakiem ciągłości ruchu, co nie jest akceptowalne. Ostatecznie koncepcja K2 została wykluczona z dalszej analizy.

Największym problemem w przypadku koncepcji K1 okazał się zakres odwodzenia w stawie barkowym, ponieważ przy odwodzeniu powyżej 95° dochodzi do kolizji napędu z głową pacjenta. Rozwiązanie tego problemu, tak aby zwiększyć zakres tego ruchu jest istotne z punktu prowadzenia terapii rehabilitacyjnej. Zaproponowano, więc przesunięcie napędu drugiej pary kinematycznej za głowę pacjenta przy zachowaniu osi obrotu pary kinematycznej w płaszczyźnie czołowej pacjenta. Takie działanie wymusza zastosowanie dodatkowego mechanizmu przeniesienia ruchu obrotowego z napędu do miejsca rzeczywistego obrotu konstrukcji egzoszkieletu, co rozbudowuje i komplikuje konstrukcję. Do realizacji takiego rozwiązania wykorzystany został pas zębaty wraz z dwoma kołami i napinaczem. Niezbędne okazało się również ułożyskowanie w miejscu rzeczywistego obrotu oraz rozbudowanie członu łączącego napęd 1 z 2 tak, aby stanowił konstrukcję nośną całego mechanizmu. Zaproponowana zmiana pozwoliła na zwiększenie zakresu ruchu odwodzenia w stawie ramiennym, a także, co bardzo istotne, wpłynęła na zmniejszenie dyskomfortu pacjenta odsuwając umiejscowienie napędu z pobliża głowy. Rozważane rozwiązanie zaprezentowano na Rys. 54.



Rys. 54 Koncepcja K1: propozycja rozwiązania problematycznych ruchów – zwiększenie zakresu ruchu odwodzenia

7.4. Wybór najlepszego rozwiązania łańcucha kinematycznego

Wybór najlepszego rozwiązania łańcucha kinematycznego dokonano na podstawie analizy porównawczej, uwzględniając takie kryteria jak:

- zakres wykonywanych ruchów,
- ciągłość wykonywania ruchów w ich pełnym zakresie,
- prawdopodobieństwo wystąpienia kolizji egzoszkieletu z pacjentem oraz w ramach własnej konstrukcji,
- konieczność wprowadzenia modyfikacji do koncepcji,
- skuteczność wprowadzenia modyfikacji do koncepcji,
- ocena zastosowania praktycznego przez terapeutę.

Stopień spełnienia poszczególnych kryteriów przez zaproponowane koncepcje egzoszkieletu zamieszczono w Tab. 9.

Tab. 9 Ocena spełnienia kryteriów przez koncepcje łańcucha kinematycznego

kryterium <i>zakres wartości</i>	koncepcje		
	K1	K2	K3
zakres wykonywanych ruchów	szczegóły dotyczące spełnienia zakresów wynikających z normy ISOM zebrano w Tab. 10 i omówiono w dalszej części rozdziału		
ciągłość wykonywania ruchów w ich pełnym zakresie (TAK / NIE)	TAK	NIE	TAK
prawdopodobieństwa wystąpienia kolizji egzoszkieletu z pacjentem oraz w ramach własnej konstrukcji (1 (NISKIE) – 5 (WYSOKIE))	3	3	4
konieczność wprowadzenia modyfikacji do koncepcji (TAK / NIE)	TAK	TAK	TAK
skuteczność wprowadzenia modyfikacji do koncepcji (WYSOKA / ŚREDNIA / NISKA)	WYSOKA	NISKA	ŚREDNIA
ocena zastosowania praktycznego przez terapeutę (WYSOKA / DOBRA / NISKA)	WYSOKA	NISKA	DOBRA

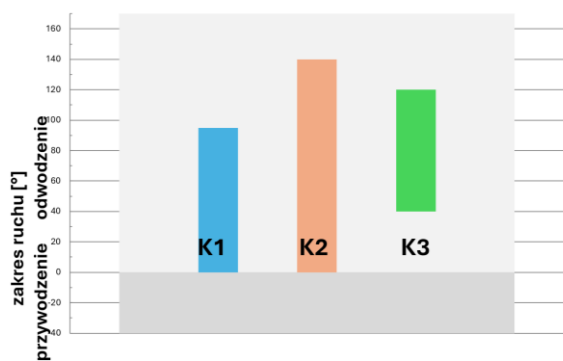
Uzyskane zakresy ruchów poszczególnych koncepcji egzoszkieletu zebrano w Tab. 10 i odniesiono do założeń wynikających z normy ISOM opisanych w rozdziale 2.3. Opracowano także wykresy obrazujące zakresy ruchów, które zaprezentowano na Rys. 55. Kolorami oznaczono wyniki wyznaczone dla poszczególnych koncepcji, a szare tło stanowi odniesienie do normy ISOM. Przeprowadzone badania pozwoliły określić różnice zakresów ruchu z oczekiwanymi, dodatkowo ujawniając przy tym problemy poszczególnych koncepcji.

Tab. 10 Zestawienie wyznaczonych zakresów ruchu względem normy ISOM

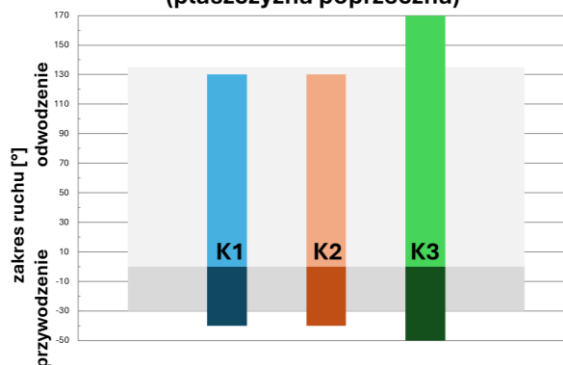
		staw ramienny				staw łokciowy		nadgarstek	
		przywodzenie / odwodzenie (płaszczyzna czołowa)	poziome przywodzenie/ odwodzenie (płaszczyzna poprzeczna)	wyprost / zgięcie (płaszczyzna strzałkowa)	rotacja zewnętrzna / wewnętrzna (płaszczyzna poprzeczna)	wyprost / zgięcie (płaszczyzna strzałkowa)	supinacja / pronacja	zgięcie grzbietowe / dłoniowe (płaszczyzna strzałkowa)	zgięcie promieniowe / łokciowe (płaszczyzna poprzeczna)
konceptcja	K1	0°-0°-95°	40°-0°-130°	5°(35°)-0°- 180°	75°-0°-75°	0°-0°-100°	90°-0°-80°	50°-0°-70°	20°-0°-20°
	K2	0°-0°-140°	40°-0°-130°	20°(35°)- 0°-140°	(90°-10°)-x- (10°-90°)	0°-0°-100°	90°-0°-80°	50°-0°-70°	20°-0°-20°
	K3	x-40°-120°	50°-0°-170°	30°-0°-140°	90°-0°-90°	0°-0°-100°	60°-0°-60°	60°-0°-60°	-
ISOM		40°-0°-170°	30°-0°-135°	50°-0°-170°	90°-0°-80°	0°-0°-150°	90°-0°-80°	50°-0°-70°	20°-0°-30°

Na podstawie powyższych kryteriów za najlepszą koncepcję łańcucha kinematycznego egzoszkieletu uznano propozycję K1 z uwzględnieniem przesunięcia napędu drugiej pary kinematycznej za głowę pacjenta. Zdecydowano również, że egzoskielet będzie zamocowany do nieruchomej podstawy (konceptcja P3) a siedzisko pacjenta będzie ruchome, umożliwiając dostosowanie jego położenia do urządzenia.

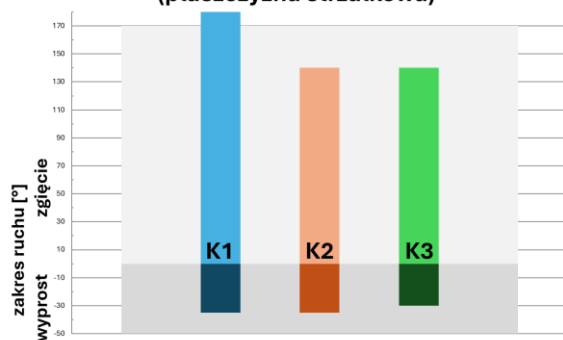
Staw ramienny - ruch przywodzenia i odwodzenia (płaszczyzna czołowa)



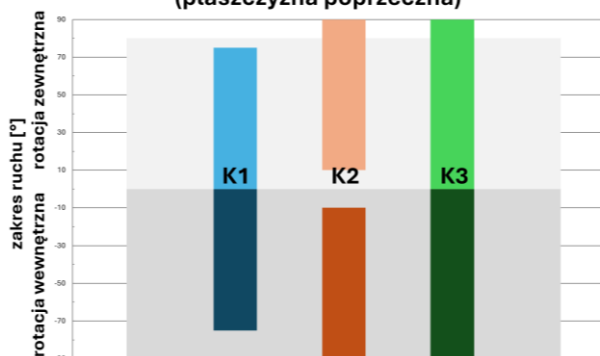
Staw ramienny - poziome przywodzenie/odwodzenie (płaszczyzna poprzeczna)



Staw ramienny - wyprost i zgięcie (płaszczyzna strzałkowa)



Staw ramienny - rotacja wewnętrzna i zewnętrzna (płaszczyzna poprzeczna)



Rys. 55 Wykresy obrazujące osiągnięty zakres ruchu w odniesieniu do normy ISOM (kolor szary)

Głównym wnioskiem z przeprowadzonej analizy jest fakt, że każda koncepcja egzoszkieletu, biorąc pod uwagę wielopłaszczyznową rehabilitację całej kończyny, wprowadza ograniczenia w jej ruchliwości, co wpływa zarówno na ruchy proste i złożone. Z założenia egzoszkieleł opasa kończynę, a w efekcie swoim gabarytem doprowadza do kolizji z ciałem pacjenta wcześniej aniżeli następuje to w przypadku samej kończyny.

Postać konstrukcyjna egzoszkieletu jest przyczyną występowania większości ograniczeń, dlatego analizę koncepcji schematu kinematycznego pod kątem ruchliwości należy realizować właśnie w odniesieniu do niej. Może to być problematyczne na wstępnym etapie projektowania, ale jest bardzo istotne, aby przygotować model 3D uwzględniający wstępne gabaryty konstrukcji z uwzględnieniem dostępnych elementów, takich jak np. jednostki napędowe. Powoduje to, że projektowanie takich urządzeń jest procesem w którym wiele prac należy realizować równolegle, ze względu na wzajemne korelacje między nimi.

Wybór wariantu koncepcji, aby proponowana konstrukcja spełniała wszystkie przyjęte założenia jest trudny, a często w pełni niemożliwy do zrealizowania. Egzoszkieleł należy traktować całościowo, ponieważ zmiana jednej z par kinematycznych wpływa zazwyczaj na pozostałe. Podczas szukania optymalnej koncepcji i przeprowadzając symulację ruchu często dochodzi do sytuacji, gdy zmiany poprawiające zakres konkretnego ruchu, mają bardzo duży wpływ na inny ruch. Pojawiające się ograniczenia bywają na tyle istotne, że wymuszają powrót do pierwotnego rozwiązania. Przykładem są rozważania nad modyfikacją koncepcji K2 związaną z przejściem z rotacji wewnętrznej do zewnętrznej.

Dotyczy to nie tylko zmian odnoszących się bezpośrednio do poprawy konkretnego zakresu ruchu, ponieważ ogólnie modyfikacje postaci konstrukcyjnej wprowadzane w konkretnym segmencie łańcucha kinematycznego oddziałują na pozostałe segmenty. Przykład stanowić może ewentualna zmiana w obszarze nadgarstka. Zmiana masy tego segmentu wiąże się z innym obciążeniem dla napędów i członów przy stawie łokciowym i barkowym. Może to wprowadzić zmianę gabarytów całego egzoszkieletu, a w konsekwencji wpłynąć na zmianę ruchliwości w stawie barkowym.

Projektując egzoszkieleł podstawowym założeniem jest ustawienie osi obrotów członów egzoszkieletu zgodnie z naturalnymi osiami obrotu w poszczególnych stawach. Takie założenie jest trudne do realizacji, ponieważ podczas ruchu często dochodzi do zmiany położenia stawu, w efekcie czego oś obrotu egzoszkieletu przestaje pokrywać się z naturalną osią obrotu w stawie. Obręcz kończyny górnej wraz ze stawem barkowym stanowi złożony obszar, którego środek obrotu zmienia się w trakcie ruchu. Rodzi to komplikacje przy projektowaniu egzoszkieletu w obrębie ramienia. Przyjmuje się, że staw ramienny stanowi przegub kulisty. Z uwagi na jego anatomiczne umieszczenie wewnątrz ciała, zlokalizowanie osi obrotu jest problematyczne. Pomimo skomplikowanej budowy anatomicznej stawów łokciowych (występowanie trzech kości połączonych stawami)

w założeniach modelowych przyjmuje się, że jest to jednoosiowy staw zawiasowy. Takie uproszczenie ułatwia zlokalizowanie osi środka obrotu egzozszkieletu w tym stawie [16].

Istotny wpływ na postać konstrukcyjną mają także aspekty ekonomiczne. Opłacalność działań dążących do poszerzenia zakresów ruchu, może wiązać się ze znaczną rozbudową postaci konstrukcyjnej, co zwykle powoduje wzrost kosztów.

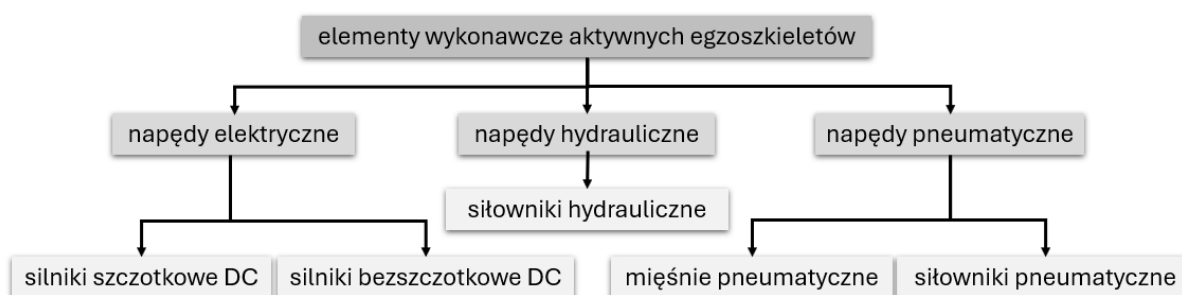
Wybór optymalnego rozwiązania łańcucha kinematycznego nie powinien być decyzją pojedynczej osoby a grupy specjalistów, w którym kluczową rolę odgrywa decyzja terapeuty wykorzystującego urządzenie w swojej pracy. Po przeprowadzonych badaniach jako rozwiązanie optymalne egzozszkieletu przyjęto koncepcję K1 zamontowaną na podstawie bazującej na koncepcji P3. Jednak, dokonano modyfikacji tej koncepcji i zwiększono zakres ruchu odwodzenia i przywodzenia poprzez przeniesienie napędu drugiej pary kinematycznej.

8. Dobór jednostek napędowych egzoszkieletu kończyny górnej

Projektując aktywny układ mechaniczny- napędowy ważną kwestią jest dobór odpowiednich elementów wykonawczych, które pozwolą go napędzić. Ich głównym zadaniem jest przekształcanie dostarczonej energii (elektrycznej, hydraulicznej lub pneumatycznej) na ruch mechaniczny, który wykorzystywany jest do wykonania określonego zadania. Właściwie dobrane napędy zapewniają płynną i precyzyjną realizację ruchów oraz efektywne, niezawodne i bezpieczne działanie całego urządzenia. Jest to bardzo istotna kwestia w przypadku urządzeń ściśle współpracujących z człowiekiem, takich jak roboty medyczne i egzoszkielety. Elementy wykonawcze egzoszkieleatów, przede wszystkim sterują położeniem poszczególnych członów, ale także często dają możliwość dostosowania go do cech antropometrycznych użytkownika. Dodatkowo zapewniają odpowiedni moment obrotowy w napędzanych połączeniach ruchomych, pokonując ciężar i opór samej konstrukcji oraz wspomagają, a nawet wymuszają, ruch kończyny osoby rehabilitowanej.

8.1. Rodzaje stosowanych napędów

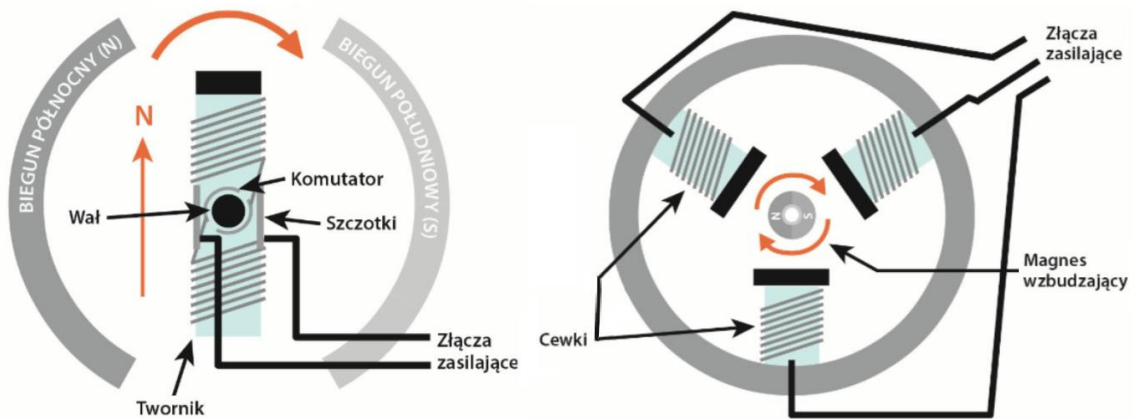
W konstrukcjach urządzeń rehabilitacyjnych, takich jak egzoszkielety stosowane są elementy wykonawcze w postaci silników elektrycznych prądu stałego, napędów pneumatycznych oraz hydraulicznych (Rys. 56).



Rys. 56 Rodzaje elementów wykonawczych stosowane w egzoszkieleatach

Szerokim zastosowaniem cieszą się silniki elektryczne, które zapewniają dużą łatwość osiągnięcia precyzji w sterowaniu, a także charakteryzują się wysokim stosunkiem momentu obrotowego do masy. Na rynku istnieje duży wybór handlowych rozwiązań takich napędów. Mankamentem stosowania silników elektrycznych jest ich wrażliwość na długotrwałe przeciążenia oraz konieczność stosowania przekładni redukcyjnych ze względu na osiągnięte przez nie wysokie prędkości a niskie momenty obrotowe. Najpopularniejszym typem

silnika wykorzystywanym w egzozkieletach jest silnik bezszczotkowy (ang. *BrushLess Direct-Current Motor, BLDC*) (Rys. 57), w którym zastąpiono mechaniczny komutator ze szczotkami, komutatorem elektronicznie sterowanym [23]. W tej konstrukcji cewki są nieruchome, a magnesy zlokalizowane zostały na wirniku. Elektroniczny komutator zasilany jest prądem stałym, a jego układ kolejno włącza i wyłącza zasilanie cewek, których pole magnetyczne powoduje obrót wirnika. Dzięki eliminacji szczotek silniki BLDC charakteryzują się wyższą trwałością, niezawodnością działania, cichszą pracą oraz wyższą sprawnością energetyczną. Praktycznie niezależnie od momentu obrotowego można sterować ich prędkością obrotową. Stosowanie silników tego typu jest jednak droższe niż silników szczotkowych, co związane jest z kosztem sterownika elektronicznego oraz magnesów trwałych. Obecnie dzięki technologii litowo-jonowej istnieje możliwość efektywnego zasilania baterijnego silników elektrycznych, bez konieczności stałego podłączenia do źródła zasilania.



Rys. 57 Elementy szczotkowego (z lewej) i bezszczotkowego (z prawej) silnika prądu stałego [23]

Napędy pneumatyczne to siłowniki zasilane sprężonym powietrzem. Charakteryzują się możliwością dużej przeciążalności oraz powolnym narastaniem sił, co często jest zjawiskiem pożądanym, np. przy sterowaniu elementów chwytnych. Jednak w związku z dużą ściśliwością czynnika roboczego występują problemy z ruchami jednostajnymi oraz kontrolą położenia. Tego rodzaju układy są także wrażliwe na zmiany obciążeń. Interesującym przypadkiem napędów pneumatycznych są tzw. mięśnie pneumatyczne (Rys. 58). Są to siłowniki jednostronnego działania w postaci elastycznego przewodu w oplocie, które pod wpływem ciśnienia zwiększają swoją objętość, tym samym zwiększając swoją średnicę i zmniejszając długość, co jest wykorzystywane jako ruch roboczy [51]. Jest to lekka konstrukcja, która wywiera stosunkowo dużą siłę osiową. Rozwiązanie charakteryzuje się naturalnymi właściwościami tłumienia ruchu oraz nieliniową charakterystyką pracy.



Rys. 58 Mięsień pneumatyczny i jego praca pod ciśnieniem ($p_1 < p_2 < p_3$) [51]

Najbardziej spotkanymi napędami w konstrukcjach urządzeń rehabilitacyjnych są napędy hydrauliczne. Mogą one generować dużą siłę i moment obrotowy przy dość precyzyjnym sterowaniu. Jednak ich zastosowanie związane jest z większą złożonością całego układu, wynikającą z konieczności stosowania dodatkowych komponentów, takich jak zawory, pompy i przewody. Wymagają także regularnej konserwacji, aby zapewnić ich prawidłowe i niezawodne działanie.

W zależności od elementu wykonawczego jego moc przenoszona jest w różny sposób. W napędach pneumatycznych moc przenoszona jest za pośrednictwem sprężonego powietrza, natomiast w przypadku napędów hydraulicznych, mamy do czynienia z ciśnieniem hydraulicznym, zazwyczaj olejowym. Natomiast w przypadku napędów elektrycznych najczęściej wykorzystywane są przekładnie mechaniczne, które można podzielić na przekładnie cięgnowe, zębate oraz cierne (Rys. 59).

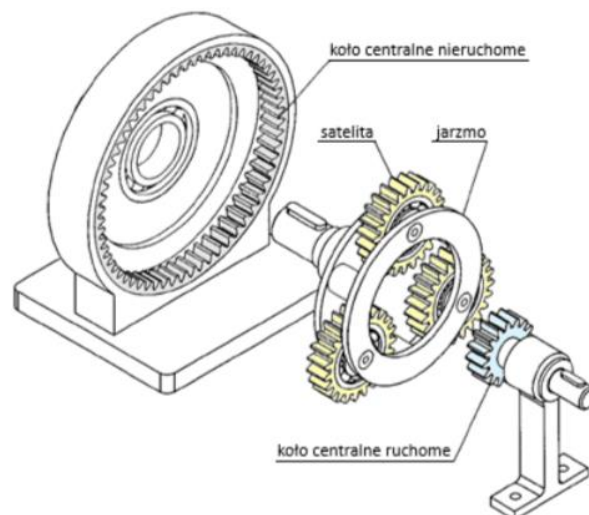


Rys. 59 Rodzaje przekładni mechanicznych stosowane w egzoszkieleciech

Przekładnie cięgnowe pozwalają oddalić na pewną odległość oś napędzaną od osi napędowej. Element pośredniczący między osiami to cięgno, które może występować w postaci pasa, liny lub łańcucha. z kolei przekładnie cierne to przekładnie, w których elementy są dociskane w taki sposób, aby pomiędzy nimi wytworzyła się odpowiednia siła tarcia, za pośrednictwem której przekazywany jest ruch.

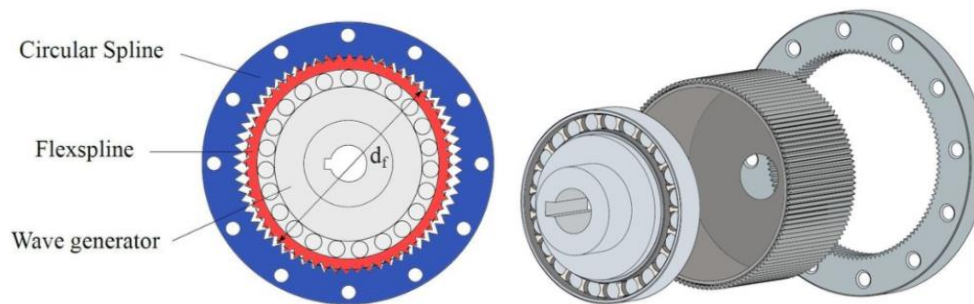
W przypadku konstrukcji egzoszkieleatów najczęściej stosowanymi przekładniami są przekładnie zębate, czyli przekładnie mechaniczne, w których przeniesienie napędu odbywa się za pośrednictwem nawzajem zazębiających się kół zębatach. W tej grupie wyróżnić należy przekładnie walcowe, stożkowe, ślimakowe, planetarne, falowe oraz cykloidalne.

Przekładnie planetarne, zwane także obiegowymi, charakteryzują się tym, że w ich budowie występuje jedno lub więcej kół zębatach, które nie mają ustalonej osi obrotu, tzw. koła obiegowe / planetarne lub satelity, oraz koła główne, zwane także centralnymi lub słonecznymi (Rys. 60) [25]. Zaletą tego rodzaju przekładni jest ich zwartość konstrukcji przy możliwości przenoszenia sporych momentów obrotowych. Wielopunktowe przenoszenie momentów przyczynia się do eliminacji poślizgu, natomiast dzięki korzystnemu rozkładowi sił wewnątrz przekładni korpus przekładni jest lekki i zwarty. Konstrukcja sprzyja tworzeniu wielostopniowych przełożeń, dzięki czemu przekładnie posiadają szeroki zakres przełożeń i momentów obrotowych. Niestety w przypadku tych przekładni występuje zjawisko mocy krążącej, czyli mocy mechanicznej krążącej w układzie zamkniętym, która w wyniku wielokrotnego przekazywania jest tracona na skutek nieidealnej sprawności przeniesienia napędu między zębami kół.



Rys. 60 Budowa jednostopniowej przekładni planetarnej [25]

Przekładnie falowe, zwane także harmonicznymi to rozwiązanie, w którym przekazywanie napędu odbywa się przez przesuwanie się fali odkształcenia podatnego wieńca. Budowę tej przekładni przedstawiono na Rys. 61. W jej skład wchodzi trzy podstawowe elementy: element sztywny, generator fali oraz element podatny. Rozwiązanie jest w stanie przenieść bardzo wysokie momenty obrotowe oraz charakteryzuje się możliwością dużego obciążenia promieniowego, co je wyróżnia na tle innych przekładni. Na wyjściu najczęściej posiadają tarczę, do której można zamocować bezpośrednio kolejny człon egzoszkieleatu. Ich pracę charakteryzuje duża precyzja, dokładność, płynność i cichobieżność. Posiadają duże przełożenia, jednak ich ilość jest ograniczona. Stosowanie takich przekładni wiąże się z dość sporym wydatkiem, ze względu na ich koszt zakupu.



Rys. 61 Budowa przekładni harmonicznej [50]

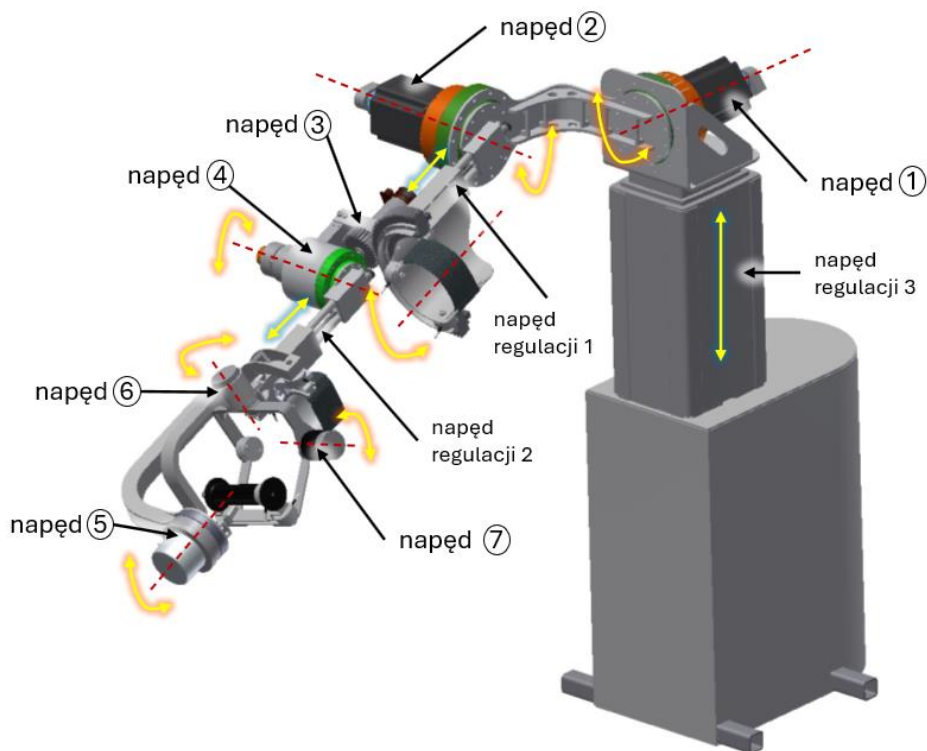
Ciekawe rozwiązanie stanowią przekładnie cykloidalne, w których redukcja obrotów realizowana jest na zasadzie wprawiania w ruch mimośrodowego koła cykloidalnego napędzającego wał wyjściowy. Charakteryzują się dużymi przełożeniami, nawet do 7500:1 w przypadku przekładni dwustopniowej. Najczęściej stosowane są przekładnie posiadające w swojej budowie dwie tarcze cykloidalne (przekładnie dwustopniowe), ponieważ w przypadku pojedynczej tarczy bezwładność wirujących mimośrów i tarczy wywołuje spore drgania. Przekładnie odporne są na przeciążenia oraz posiadają mały luz kątowy, co wynika z jednoczesnego zazębienia dużej ilości zębów.

8.2. Dobór napędów egzoszkieletu

Do napędzenia konstrukcji egzoszkieletu, bazującego na wypracowanym we wcześniejszym rozdziale schemacie kinematycznym, konieczne jest zastosowanie conajmniej siedmiu elementów wykonawczych realizujących ruchy w poszczególnych stawach kończyny górnej oraz trzech służących do dostosowania egzoszkieletu do konkretnego pacjenta i jego pozycji. Elementy napędowe odpowiedzialne są za zmianę kątów zginania, odwodzenia i rotacji ramienia względem tułowia, zginania i rotacji przedramienia względem ramienia oraz zginania grzbietowo-dłoniowego i łokciowo-promieniowego w stawie nadgarstkowym. Rozmieszczenie napędów przedstawiono na Rys. 62, natomiast ich przeznaczenie zestawiono w Tab. 11. Numeracja napędów odnosi się do stawu i ruchów wykonywanych w jego obszarze.

Tab. 11 Zestawienie zespołów napędowych do realizacji ruchów egzoszkieletu

staw	ruch	nr napędu wg. Rys. 62
ramienny	odwodzenie i przewodzenie	①
	przeprost i zgięcie	②
	rotacja wewnętrzna i zewnętrzna	③
łokciowy	wyprost i zgięcie	④
	supinacja i pronacja	⑤
nadgarstkowy	zgięcie dłoniowe i grzbietowe	⑥
	zgięcie promieniowe i łokciowe	⑦



Rys. 62 Rozmieszczenie napędów w konstrukcji egzozszieletu

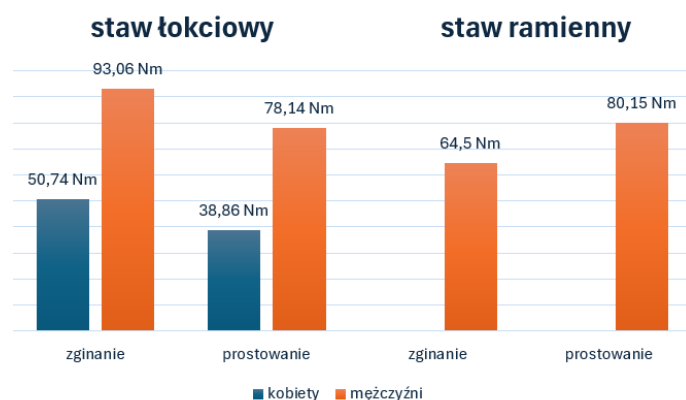
Dobór odpowiednich napędów egzozszieletu wymaga uwzględniania wymagań mechanicznych oraz związanych ze sterowaniem. Ze względu na wyższą precyzję i łatwość w sterowaniu oraz prostszą konstrukcję układu napędowego, zastosowanie elektrycznych napędów w konstrukcji egzozszieletu jest korzystniejsze od rozwiązań pneumatycznych i hydraulicznych. Napęd elektryczny należy jednak traktować jako zespół kilku elementów składających się przede wszystkim z silnika elektrycznego oraz przekładni mechanicznej. Często układ wyposażony jest także w hamulec lub różnego rodzaju czujniki. Jego zadaniem jest zapewnienie odpowiedniego momentu obrotowego oraz dynamiki ruchu, zgodnej z oczekiwaniami w poszczególnych stawach kończyny górnej. Ze względu na zastosowanie egzozszieletu oraz jego konstrukcję szeregową bardzo istotną kwestią są gabaryty oraz masa napędu, które powinny w jak najmniejszym stopniu ograniczać ruchomość mechanizmu oraz obciążać jego poszczególne człony swoją masą. Egzozszielet traktowany jest jako wyrób medyczny, dlatego przy doborze komponentów ogromną uwagę skupia się na bezpieczeństwie pacjenta. W związku z koniecznością ograniczenia zagrożeń płynących z zastosowania elementów napędowych, należy szukać takich rozwiązań, które posiadają bądź umożliwiają zastosowanie dodatkowych zabezpieczeń.

W związku z powyższym na elementy wykonawcze wybrano silniki bezszczotkowe BLDC, zasilane napięciem bezpiecznym ($\leq 48V$ DC). Ten rodzaj silników nadaje się do zastosowań w wyrobach medycznych ze względu na swoją niezawodność działania. Wynika ona przede wszystkim z braku elementów zużywalnych, braku iskrzenia i pylenia ze szczotek (jak ma to miejsce w przypadku silników szczotkowych) oraz mniejszej emisji zakłóceń

elektromagnetycznych. Ostatnia z cech jest szczególnie pożądana w środowisku medycznym (np. szpitalu), gdzie wiele urządzeń pracuje blisko siebie, a wzajemne zakłócenia elektromagnetyczne mogą wpływać na dokładność i niezawodność ich działania. Poziom emisji i odporności na zakłócenia może dodatkowo warunkować wyniki badań elektromagnetycznych wymaganych do realizacji podczas projektowania wyrobu medycznego. Mechanizmy napędowe odpowiedzialne za ruchy w stawie ramiennym oraz łokciowym powinny być wyposażone w hamulce, np. magnetyczne, które zatrzymają napęd w przypadku zaniku napięcia. Pozwala to zabezpieczyć urządzenie przed wykonaniem niekontrolowanego ruchu poszczególnych członów egzoszkieletu, wynikającego ze zgromadzonej grawitacyjnej energii potencjalnej oraz bezwładności, co może doprowadzić do urazu pacjenta bądź uszkodzenia urządzenia. Konstrukcja silników BLDC wyposażona w czujniki Halla umożliwia komutację elektroniczną przy niskich prędkościach obrotowych. Jest to bardzo istotne w przypadku egzoszkieletów, ponieważ ruch docelowego elementu konstrukcyjnego jest ruchem obrotowym wykonywanym tylko w pewnym zakresie kątowym, co przekłada się często na pracę silnika z niskimi prędkościami obrotowymi.

Z punktu widzenia mechanicznego napędy egzoszkieletu muszą zapewniać odpowiednie momenty obrotowe, które umożliwiają wspomaganie lub też wymuszenie ruchu terapeutycznego, ale także pozwolą na przemieszczenie określonych członów egzoszkieletu. W związku z tym przy określeniu wartości momentu obrotowego każdego z napędów należy uwzględnić wartości momentów sił mięśniowych występujących podczas wykonywania ruchów w poszczególnych stawach, co w pewnym stopniu ma odniesienie do mas poszczególnych segmentów kończyny górnej pacjenta. Precyzyjne określenie momentów sił jest dość kłopotliwe, jednak można znaleźć badania opisujące to zagadnienie. Takie badania były prowadzone przez E.Świtoński i A.Guzik-Kopyto wśród studentów Politechniki Śląskiej i omówione w [55]. Na podstawie analizy wyników tych badań opracowano wykresy prezentujące maksymalne, średnie wartości momentów sił mięśniowych występujące podczas ruchu zginania i prostowania w stawie łokciowym i ramiennym (Rys. 63). Prezentowane wartości dotyczą maksymalnych momentów siłowych osiągniętych przez zdrowych, młodych ludzi, którzy charakteryzują się pełną sprawnością mięśniową.

W kontekście rehabilitacji, maksymalne momenty siłowe uzyskiwane przez młode osoby zdrowe mogą wskazywać na potrzebę do wykonywania czynności rehabilitacyjnych wymagających dużych obciążeń i wzmożonego wysiłku. Jednakże, celem egzoszkieletów rehabilitacyjnych jest wspieranie i ułatwianie ruchów terapeutycznych, a nie osiągnięcie ekstremalnych wartości mocy. W związku z tym, momenty siłowe zastosowane w egzoszkieletach są dostosowane do potrzeb terapii, a ich wartości nie muszą dorównywać maksymalnym momentom siłowym zmierzonym u zdrowych, młodych osób.



Rys. 63 Maksymalne średnie wartości momentów sił mięśniowych podczas zginania i prostowania w stawie łokciowym i ramiennym [8]

Dobór odpowiedniego momentu układu napędowego pozwalającego przemieścić poszczególne części egzoszkieletu, którego łańcuch kinematyczny ma charakter szeregowy, wymagała głębszej analizy. Stosując się do zależności momentu od wartości siły działającej na pewnej odległości wyznaczono masy poszczególnych członów oraz ich położenie środków ciężkości, wykorzystując do tego celu cyfrowe modele 3D przygotowane w oprogramowaniu Autodesk Inventor. Taka analiza jest bardzo utrudniona na etapie koncepcyjnym, ponieważ nie jest znana docelowa konstrukcja urządzenia. Szeregową postać rozwiązania konstrukcyjnego wymusza zależność między wymaganym momentem obrotowym napędu pierwszych par kinematycznych a kolejnymi członami, w skład których wchodzi napędy kolejnych par kinematycznych. Zmienną mającą wpływ na wymagany moment napędowy jest także konfiguracja ustawienia położenia członów, która zmienia odległość opisującą położenie ich środków ciężkości a także kąt wymuszenia ruchu. Te wszystkie zależności powodują, że dobór napędów wymaga iteracyjnego podejścia na etapie koncepcyjnej urządzenia.

Bazując na przeprowadzonych badaniach, obliczeniach i pomiarach oraz analizach literatury i stanu techniki a także na własnym doświadczeniu określono wymagane momenty dla napędów odpowiedzialnych za poszczególne ruchy ze wskazaniem czasu ich realizacji w pełnym zakresie (Tab. 12). Wartości momentów zostały zawyżone, aby uwzględnić współczynnik bezpieczeństwa, w celu zapewnienia zarówno funkcjonalności, jak i przede wszystkim bezpieczeństwa użytkownika w sytuacjach odbiegających od przewidywanych. Wartości momentów wymaganych przez napędy odnoszą się do maksymalnych średnich wartości momentów sił mięśniowych, jednak których nie muszą uzyskiwać, ponieważ egzoszkielet ma umożliwić wykonanie ruchów terapeutycznych a nie uzyskiwanie maksymalnych obciążeń. W konstrukcji zastosowano jeden napęd dla każdej z pary kinematycznej, który odpowiada za wykonywanie zarówno ruchów antagonistycznych, jak i synergistycznych, (np. zginanie i prostowanie). Chociaż naturalne ruchy charakteryzują się asymetrią, napędy w egzoszkielecie zapewniają symetryczne działanie momentów, umożliwiając płynne wykonywanie ruchów w obu kierunkach.

Tab. 12 Wyznaczone momenty napędowe oraz czasy realizacji pełnego zakresu ruchów dla poszczególnych jednostek napędowych

staw	ruch	nr napędu wg. Rys. 62	czas realizacji pełnego ruchu [s]	moment [Nm]
ramienny	odwodzenie i przewodzenie	①	3,5	160
	przeprost i zgięcie	②	3,5	120
	rotacja wewnętrzna i zewnętrzna	③	2,5	15
łokciowy	wyprost i zgięcie	④	3,5	35
	supinacja i pronacja	⑤	3,5	10
nadgarstkowy	zgięcie dłoniowe i grzbietowe	⑥	3,5	5
	zgięcie promieniowe i łokciowe	⑦	3,5	5

Ponadto, elementy wykonawcze powinny:

- posiadać konstrukcję kompaktową, która nie zwiększy znacząco gabarytów i masy konstrukcji egzoszkieletu,
- zapewnić odpowiednie parametry użytkowe, działając w odpowiednich dla danego stawu wartościach momentu obrotowego,
- realizować odpowiednią dynamikę ruchu, zgodnie z założeniami,
- być wyposażone w hamulce magnetyczne, które zapewnią zatrzymanie podczas zaniku zasilania,
- być z grupy napędów BLDC z czujnikami Halla i wbudowanymi enkoderami pozycji względnej.

Przy doborze elementów wykonawczych rozważono dostępne na rynku napędy firm: Maxon Motor, TT Motor, Kollmorgen, Harmonic Drive, ebmpapst, Nema, Allied Motion, Buhler Motor, Dunkermotoren oraz Nanotec.

8.3. Wybór jednostek napędowych

Na podstawie wstępnych analiz oraz przeglądzie dostępnych rozwiązań wybrano kilka możliwych do zastosowania napędów w konkretnych parach kinematycznych. Ostateczny wybór jednostek napędowych dokonano na podstawie oceny wielokryterialnej i analizach porównawczych. Proces ten przeprowadzono dla wszystkich napędów egzoszkieletu. W ramach pracy szczegółową analizę przedstawiono na przykładzie napędu ①, ale dla pozostałych jednostek zastosowano analogiczną procedurę.

Wyboru napędu odpowiedzialnego za ruch przywodzenia i odwodzenia w stawie ramiennym (napęd ①) dokonano spośród sześciu rozwiązań, które według wstępnej analizy

spełniały stawiane im wymagania wcześniej określone. Proponowane rozwiązania stanowią kombinację silnika wraz z przekładnią, ale także komponentów dodatkowych w postaci enkoderów i hamulców. Elementy zostały tak wytypowane, aby była możliwość ich połączenia bezpośredniego lub też przy pomocy dedykowanych adapterów. Wyliczono momenty oraz prędkości uzyskiwane przez takie zestawy napędowe, uwzględniając przy tym przełożenie i poziom sprawności przekładni.

Tab. 13 Rozważane rozwiązania dla napędu 1 (silnik + przekładnia)

R1	R2	R3
Maxon EC60 (400W) + Maxon GP81A (93:1)	Harmonic Drive CHA-40	Nanotec DB87M01-S (440W) + GPLE80-3S-160-F87 (160:1)
R4	R5	R6
Nanotec DB87S01-S (220W) + GPLE80-3S-320-F87 (320:1)	Nanotec DB87S01-S (220W) + GPLE80-3S-256-F87 (256:1)	Nanotec DB87M01-S (440W) + Harmonic Drive CPU-32A-160-M-14.47 (160:1)

W celu wybrania optymalnego rozwiązania przeprowadzono ocenę wielokryterialną oraz analizy porównawcze poszczególnych rozwiązań. W związku z tym, że proponowane napędy zostały tak dobrane, aby spełniały założone parametry techniczne, określono dodatkowe kryteria, które pozwoliły wybrać najlepsze rozwiązanie. Określono siedem kryteriów oceny:

- K1: minimalna masa – dotyczy całego układu napędowego łącznie z elementami pośrednimi, wymaganymi do jego zastosowania w urządzeniu. Z uwagi na szeregową postać konstrukcyjną urządzenia, masa ma bardzo duże znaczenie. Zwiększając masę w obszarze nadgarstka wpływamy na podniesienie wymagań stawianych jednostkom napędowym zlokalizowanym na wcześniejszym odcinku łańcucha kinematycznego, tzn. w obszarze stawu łokciowego i ramiennego.
- K2: minimalne gabaryty – dotyczy całego układu napędowego łącznie z elementami pośrednimi, wymaganymi do jego zastosowania w urządzeniu. Wielkość jednostek napędowych wpływa na ograniczenia ruchliwości egzoszkieletu, co jest kluczowe dla tego typu urządzeń.
- K3: możliwość bezpośredniego montażu do konstrukcji urządzenia – w przypadku szeregowego łańcucha kinematycznego optymalnym rozwiązaniem jest integracja kolejnych członów konstrukcji bezpośrednio z poprzedzającym układem napędowym, co przekłada się na kompaktowość i prostotę konstrukcji urządzenia (tzw. zawieszenie członu na napędzie).
- K4: dostępność rynkowa – dotyczy możliwości realizacji zamówienia i czasu oczekiwania na dostarczenie komponentu. Związane jest to z oceną czy dany komponent jest dostępny jako produkt z magazynu czy jest na tyle niszowy, że wymaga uruchomienia produkcji. Istotną rolę odgrywa także łańcuch dostaw determinujący czas

oczekiwania na dostarczenie komponentu. Konieczne jest zapewnienie, że wybrany produkt będzie dostępny w późniejszym okresie (kwestia serwisu urządzenia i dostępności części zamiennych).

- K5: minimalna cena zakupu – dotyczy całego układu napędowego łącznie z elementami pośrednimi, wymaganymi do jego zastosowania w urządzeniu. Ceny zakupu poszczególnych elementów urządzenia wpływają na łączną kwotę wytworzenia urządzenia. Jest to bardzo istotne z punktu widzenia opłacalności inwestycji w przypadku urządzenia przeznaczonego do komercjalizacji i oferowania na rynku.
- K6: możliwość integracji z globalnym układem sterowania urządzenia – dotyczy ujednolicenia systemu sterowania całym urządzeniem, co ma wpływ na bezpieczeństwo i uproszczenie układu sterowania.
- K7: możliwość stosowania gotowych układów zabezpieczeń – odnosi się do dostępności i możliwości zastosowania hamulców magnetycznych oraz czujników obrotu względnych oraz bezwzględnych. Ma to kluczowe znaczenie z punktu widzenia bezpieczeństwa, aby po zaniku napięcia zatrzymać urządzenie w bezpieczny sposób. Zastosowanie czujników położenia bezwzględnego pozwoli wyeliminować proces kalibracji położenia urządzenia w trakcie każdego jego uruchomienia.

W Tab. 14 przedstawiono istotność kryteriów, porównując je ze sobą. Zastosowano ocenę pięciostopniową w skali: 0; 0,25; 0,5; 0,75 oraz 1. Porównując jedno kryterium względem drugiego, ocena 1 oznacza, że pierwsze kryterium jest zdecydowanie ważniejsze od drugiego. Najistotniejszym kryterium okazało się kryterium dotyczące minimalnych gabarytów jednostki napędowej, co jest racjonalnym wskazaniem, ze względu na fakt, że to ono w znacznym stopniu wpływa na ruchliwość egzoszkieletu, która obok bezpieczeństwa użytkowania, jest jedną z najważniejszych cech urządzeń tego typu.

Tab. 14 Wyznaczenie istotności kryteriów oceny

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	istotność
K1		0,25	0,5	0,75	0,75	1	0,5	3,75
K2	0,75		0,75	0,75	1	1	0,5	5
K3	0,5	0,25		0,75	0,75	0,75	0,5	3,5
K4	0,25	0,25	0,25		0,5	0,5	0,25	2
K5	0,25	0	0,25	0,5		0,25	0	1,25
K6	0	0	0,25	0,5	0,75		0,25	1,75
K7	0,5	0,5	0,5	0,75	1	0,75		4

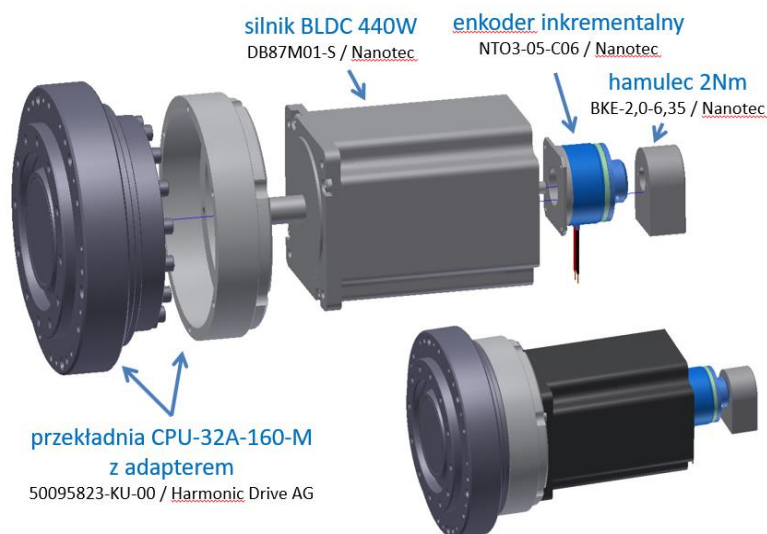
W następnym kroku oceniono wytypowane rozwiązania względem kryteriów, co przedstawiono w Tab. 15. Do oceny rozwiązań przyjęto ocenę sześciostopniową: 0; 1; 2; 3; 4; 5, gdzie w przypadku oceny 5 oznaczało, że wariant rozwiązania w pełni spełnia stawiane mu kryterium. Poszczególne oceny rozwiązań odniesiono do istotności kryterium a następnie

zsumowano otrzymując ogólną ocenę wariantu. Ocena ta została przeprowadzona z uwzględnieniem rozwiązania idealnego (Ri). Na podstawie przeprowadzonej oceny można stwierdzić, że rozwiązaniem spełniającym najlepiej stawiane kryteria jest rozwiązanie R6, które zostało uznane jako optymalne.

Tab. 15 Wyniki oceny wielokryterialnej jednostki napędowej ①

K	I	Ri		R1		R2		R3		R4		R5		R6	
		O	W	O	W	O	W	O	W	O	W	O	W	O	W
K1	3,75	5	18,75	2	7,5	1	3,75	2	7,5	3	11,25	3	11,25	4	15
K2	4,75	5	23,75	1	4,75	3	14,25	2	9,5	2	9,5	2	9,5	4	19
K3	3,5	5	17,5	1	3,5	5	17,5	1	3,5	1	3,5	1	3,5	5	17,5
K4	2	5	10	3	6	1	2	3	6	3	6	3	6	2	4
K5	1,25	5	6,25	3	3,75	1	1,25	4	5	4	5	4	5	2	2,5
K6	1,75	5	8,75	4	7	2	3,5	3	5,25	3	5,25	3	5,25	4	7
K7	4	5	20	4	16	3	12	3	12	3	12	3	12	4	16
ocena wariantu		105		48,5		54,25		48,75		52,5		52,5		81	
wartość %		100,00%		46,19%		51,67%		46,43%		50,00%		50,00%		77,14%	
K- kryterium, i – istotność kryterium, o -ocena, w -wynik															

W skład wybranego rozwiązania wchodzi silnik bezszczotkowy DB87M01-S firmy Nanotec połączony za pośrednictwem dedykowanego adaptera z przekładnią harmoniczną CPU-32A-160-M firmy Harmonic Drive, wyposażony w enkoder inkrementalny (NT03-05-C06) oraz hamulec magnetyczny (BKE-2,0-6,35), co przedstawiono na Rys. 64. W Tab. 16 przedstawiono natomiast porównanie parametrów wybranego rozwiązania ze stawianymi założeniami.

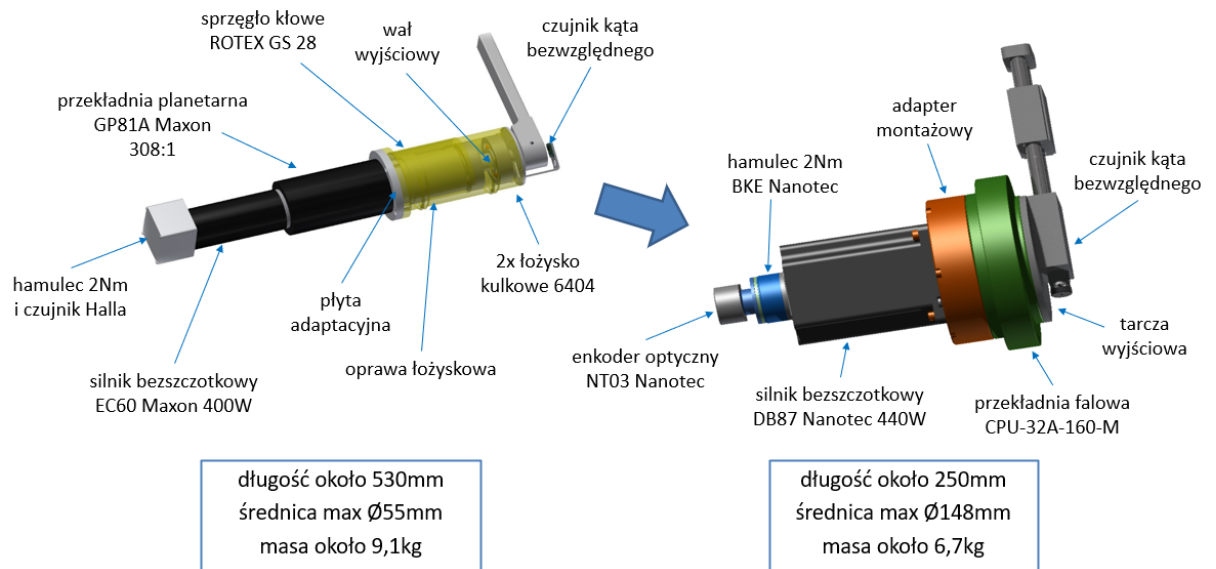


Rys. 64 Elementy składowe napędu ①

Tab. 16 Porównanie stawianych założeń projektowych dla napędu nr ①, a wybranym rozwiązaniem konstrukcyjnym

	stawiane wymagania	rozwiązanie R6	
moment obrotowy [Nm]	≥ 160	181,44 / peak >500	
obciążenie promieniowe [N]	≥ 2000	14600	
obciążenie osiowe [N]	≥ 2500	22300	
enkoder	✓	inkrementalny 2000CPR	
hamulec	✓	2 Nm	
masa [kg]	minimalnie możliwa	7,6	
napięcie zasilania	≤ 48 VDC	48 VDC	
inne	✘	prędkość obrotowa [rpm]	18,75
		typ przekładni	harmoniczna
		przełożenie przekładni	160:1
gabaryty			
średnica \varnothing [mm]	minimalnie możliwe	148	
długość [mm]	możliwe (konstrukcja kompaktowa)	240	

Poza oceną wielokryterialną przeprowadzono także bezpośrednie analizy porównawcze konkretnych rozwiązań. Rys. 65 przedstawiono porównanie rozwiązania wskazanego jako optymalne (R6) z rozwiązaniem R1, składającym się z silnika BLDC oraz przekładni planetarnej. Z uwagi na fakt, że dobór dotyczy egzoszkieletu, w którym najdogodniejszym rozwiązaniem jest zawieszenie poszczególnych członów na osiach napędowych to w przypadku takiego rozwiązania jak R1 wymagane jest zastosowanie dodatkowego łożyskowania. Jest to związane z dość sporym obciążeniem promieniowym, którym nie można obciążyć wału wyjściowego przekładni planetarnej. W przypadku przekładni harmonicznym nie ma tego problemu i człon można zamocować bezpośrednio do jego tarczy wyjściowej. Zastosowanie dodatkowego łożyskowania wymaga wykorzystania dodatkowego wału, sprzęgła i oprawy łożyskowej. Wszystkie te dodatkowe elementy powiększają masę jednostki napędowej, a tym samym zwiększają jej gabaryt. Rozwiązanie z przekładnią harmoniczną, mimo, że jest droższe to pozwala w znacznym stopniu ograniczyć wielkość napędu oraz jego masę, co korzystnie wpływa na ruchliwość docelowego urządzenia.



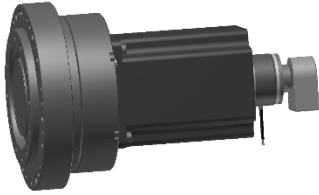
Rys. 65 Porównanie rozwiązania R1 z R6 dla napędu ①

Przeprowadzenie podobnej procedury składającej się z wielu analiz, ocen oraz obliczeń pozwoliło wytypować jednostki napędowe dla wszystkich par kinematycznych łańcucha kinematycznego, które uznano za najlepsze. Ich wykaz zebrano w Tab. 17.

Podczas doboru napędów w niektórych przypadkach zdecydowano się zastosować takie same jednostki napędowe w parach kinematycznych, które charakteryzowały się podobnymi wymaganiami. Jest to celowy zabieg zapewniający pewną unifikację, co niesie ze sobą liczne korzyści, zwłaszcza ekonomiczne. Standaryzacja komponentów upraszcza proces projektowania i produkcji, zmniejsza ryzyko błędów montażowych i zdecydowanie ułatwia serwisowanie urządzenia. Ma także znaczący wpływ na procesy zakupowe oraz redukcję kosztów, związaną z zakupem większej ilości identycznych komponentów (tzw. efekt skali) oraz niższymi kosztami magazynowania i logistyki. Z punktu widzenia sterowania urządzeniem, takie podejście jest korzystne ze względu na uproszczenie tego procesu.

Ciekawym rozwiązaniem jakie udało się wypracować jest zaproponowany układ napędowy regulacji długości ramienia i przedramienia. Jest on bezpośrednio zintegrowany z członami i systemem pozwalającym na bezwzględny pomiar długości członu, bez wymaganego procesu kalibracji. Ze względu na potencjał wynalazczy tego rozwiązania, nie może ono zostać na chwilę obecną ujawnione, bo planowane jest jego opatentowanie.

Tab. 17 Zestawienie wybranych napędów

nr napędu wg. Rys. 62	wybrane rozwiązanie	wizualizacja
① / ②	silnik Nanotec DB87M01-S (440W) + adapter + przekładnia falowa Harmonic Drive CPU-32A-160-M-14.47 + hamulec Nanotec BKE-2,0-6,35 + enkoder Nanotec NTO3-05-C06	
③	silnik Maxon Motor EC45 flat (251601) + przekładnia planetarna Maxon Motor GP42C (203126) + enkoder Maxon 462004	
④	silnik Nanotec DB59L024035R-A (172W) + adapter + przekładnia falowa Harmonic Drive CPU-20A-160-M-8.47 + hamulec Nanotec Brake-BWA-1,5-6,35 + enkoder Nanotec NME1-UVW-T06	
⑤	silnik Maxon Motor EC45 flat (251601) + adapter + przekładnia falowa Harmonic Drive CPU-17A-120-M + czujnik Halla Maxon	
⑥ / ⑦	silnik Maxon Motor EC45 flat (339281) + przekładnia zębata Maxon Motor GS 45A (301185) + czujnik Halla Maxon	
napęd regulacji 1 / 2	silnik Maxon Motor RE16 + przekładnia śrubowa Maxon Motor Spindle Drive GP16S (424818) + encoder Maxon MR-M-32CPT	
napęd regulacji 3	kolumna podnosząca Timotion TL3-5B-300315-30122-17420-0	

Dobór jednostek napędowych egzoszkieletu kończyny górnej jest skomplikowany i nie można go traktować jako pojedynczy etap procesu projektowania. Ma na niego wpływ

bardzo wiele zmiennych, zarówno tych, które można już na wstępie zdefiniować jak i tych, które są efektem innych zadań projektowych, jak np. dobór optymalnego łańcucha kinematycznego, jego postaci konstrukcyjnej czy zdefiniowanie technologii wykonania. Szeregowy charakter łańcucha kinematycznego powoduje wzajemne zależności między poszczególnymi jednostkami napędami. Proces doboru należy traktować iteracyjnie i mieć świadomość faktu, że po wprowadzeniu modyfikacji w konstrukcji należy go ponownie zweryfikować. Powinien on uwzględniać zarówno techniczne jak i użytkowe aspekty wyboru napędu, ponieważ jego efekty mają wpływ na funkcjonalność i skuteczność działania urządzenia oraz komfort użytkowania, bezpieczeństwo i niezawodność całej konstrukcji.

9. Analiza wytrzymałościowa konstrukcji egzoszkieletu

Projektując urządzenie mechaniczne jednym z wymaganych etapów jest przeprowadzenie analiz wytrzymałościowych. Mają one szczególne znaczenie w przypadku urządzeń współpracujących z człowiekiem, klasyfikowanych jako wyroby medyczne. Analizy pozwalają na sprawdzenie czy został zapewniony odpowiedni poziom bezpieczeństwa użytkownika i samego urządzenia. Umożliwiają ocenę czy konstrukcja wytrzyma docelowe obciążenia, identyfikując jej potencjalne słabe punkty, które można skorygować jeszcze na etapie projektowania. Pozwala to zapewnić wysoki poziom trwałości i niezawodności działania urządzenia. Istotną zaletą przeprowadzenia badań wytrzymałościowych jest również możliwość optymalizacji konstrukcji, tak aby osiągnąć równowagę między jej wytrzymałością a wykorzystanymi zasobami materiałowymi. Znajduje to odzwierciedlenie w masie poszczególnych elementów urządzenia, co wpływa na inne etapy projektowania, między innymi dobór napędów. Nie bez znaczenia jest również kwestia oszczędności kosztów. Przeprowadzenie analiz wytrzymałościowych przyczynia się do zapobiegania kosztownym przeróbkom już na etapie badania fizycznego prototypu oraz zmniejsza ryzyko awarii prowadzących do dodatkowych kosztów napraw i modyfikacji.

W rozdziale przedstawiona zostanie analiza numeryczna cyfrowego modelu badawczego egzoszkieletu przeprowadzona w kontekście badań wytrzymałościowych. Wykonana została ona z zastosowaniem oprogramowania Ansys na Wydziale Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej, posiadającym dostęp do tego narzędzia. Analiza bazowała na materiałach i danych źródłowych oraz modelach cyfrowych opracowanych w ramach pracy (doktoratu wdrożeniowego).

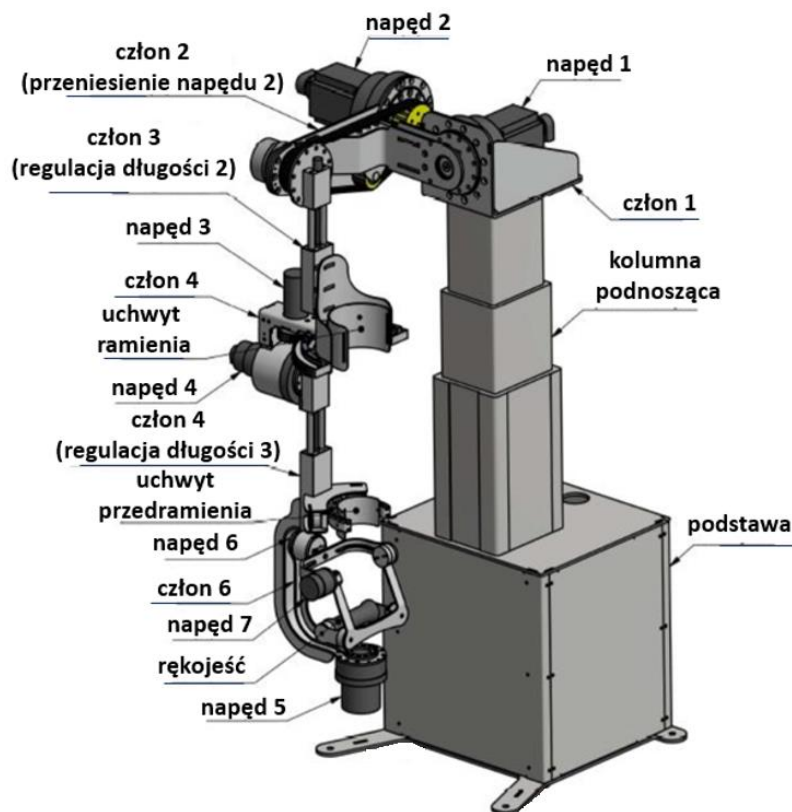
9.1. Analiza MES egzoszkieletu

Zakres przeprowadzonych analiz numerycznych obejmował dobór cech materiałowych oraz przeprowadzenie analiz wytrzymałościowych elementów konstrukcyjnych z wykorzystaniem metody elementów skończonych (MES). Metoda stanowi jedno z podstawowych narzędzi numerycznych i polega na podziale modelu na mniejsze elementy skończone i wyznaczeniu wyężenia każdego z nich w warunkach obciążeniowych. Analiza MES pozwala określić jak model zareaguje na różne warunki obciążeniowe i środowiskowe, ułatwia proces optymalizacji konstrukcji oraz weryfikacji jego trwałości i niezawodności przed realizacją fizycznego prototypu.

Badania przeprowadzone w ramach tego etapu pracy doktorskiej zostały przedstawione w ramach wystąpienia „Numerical Analysis (FEA) of upper limb rehabilitation robot” podczas 2nd Interdisciplinary Annual PhD Conference on Material Science and Innovative Technologies.

9.1.1. Przygotowanie modelu

W badaniach numerycznych wykorzystano model geometryczny egzoszkieletu opracowany przy wykorzystaniu oprogramowania Autodesk Inventor (Rys. 66). Po konwersji do pliku w formacie .SAT zaimportowano model do środowiska Ansys. Z powodu ograniczeń zasobów komputerowych oraz czasu potrzebnego do przeprowadzenia obliczeń numerycznych w modelu badawczym dokonano szeregu modyfikacji. Miały one na celu uproszczenie postaci konstrukcyjnej poprzez pominięcie skomplikowanych kształtów elementów nie wpływających w sposób istotny na przenoszone obciążenia.



Rys. 66 Przygotowany model urządzenia do analizy wytrzymałościowej

Początkowy model, zbudowany z ponad 1000 komponentów, okazał się zbyt złożony, co powodowało długotrwałe tworzenie siatki Mesh. Ostatecznie dopiero ósma rewizja modelu kwalifikowała się do wykorzystania w analizie MES. Szczególne trudności sprawiły geometrie elementów napędowych, łącznych, łożyskowych i pakietów elektronicznych, które zostały znacząco uproszczone, zastąpione lub usunięte. Modyfikacje obejmowały także usunięcie

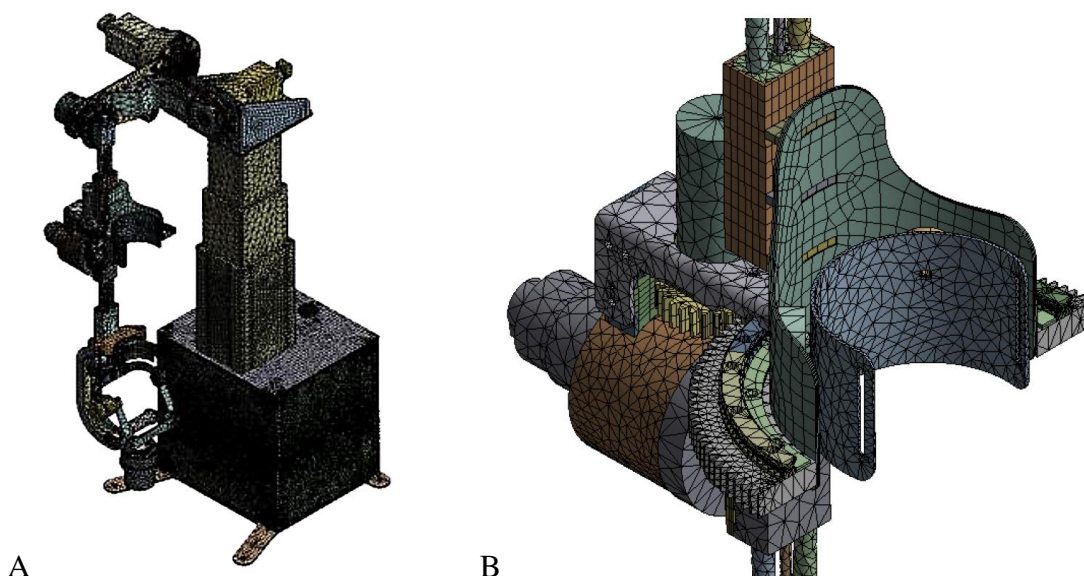
z modelu badawczego zbędnych zaokrągleń, fazowań, podcięć i otworów. Wystąpiły także problemy ze stabilnością modelu wynikające z uwzględnienia luzów montażowych i technologicznych. Dla uproszczonych modeli geometrycznych napędów wyznaczono ich gęstości, tak, aby uzyskać ich rzeczywistą masę podczas przeprowadzanych obliczeniach. Założone gęstości poszczególnych elementów zastosowanych w analizie przedstawiono w Tab. 18.

Tab. 18 Założone gęstości elementów uproszczonych

element	masa rzeczywista [kg]	objętość uproszczenia [m ³]	gęstość uproszczenia [kg/m ³]
napęd ① / ②	6,712	0,00177719580	3776,74
napęd ③	0,570	0,000131335223	4340,039
napęd ④	2,815	0,000545356806	5161,758
napęd ⑤	1,453	0,000447297606	3248,397
napęd ⑥ / ⑦	0,343	0,000068157712	5032,667
napęd regulacji 1/2	0,176	0,000020343264	8651,512
napęd regulacji 3 (kolumna podnosząca)	12,500	0,021025037646	594,529
czujnik siły	0,050	0,0000126334	3950,000

Przygotowanie modelu do analizy wytrzymałościowej jest wymagającym i czasochłonnym procesem, zależnym od złożoności modelu, dostępnych zasobów obliczeniowych, doświadczenia inżyniera oraz wymaganej dokładności.

Na bazie modelu geometrycznego zaimportowanego do oprogramowania Ansys został opracowany model dyskretny zbudowany z elementów skończonych (Rys. 67). Do dyskretyzacji modelu zastosowano element skończony typu SOLID187, stanowiący trójwymiarowy element wyższego rzędu z dziesięcioma węzłami, często wykorzystywany w analizach przestrzennych.



Rys. 67 Model dyskretny egzoszkieletu – element skończony SOLID187. Widok całościowy (A) oraz widok na część okolicy uchwytu ramienia (B)

9.1.2. Warianty obliczeń

Dobór cech materiałowych egzoszkieletu rehabilitacyjnego polegał na przeprowadzeniu analizy, której celem było wyznaczenie stanu przemieszczeń (odkształceń) oraz naprężeń zredukowanych występujących w elementach konstrukcyjnych urządzenia. Do wyznaczenia naprężeń zredukowanych zastosowano hipotezę wyężeniową Hubera-von Misesa, czyli hipotezę największej energii odkształcenia postaciowego. Zakłada ona, że ciało jest doskonale sprężyste a praca naprężenia zredukowanego równa jest sumie prac wszystkich naprężeń składowych.

Badania przeprowadzono dla urządzenia w dwóch wariantach ustawienia położenia egzoszkieletu:

- wariant 1: pozycja, w której kończyna ułożona jest równoległe do osi pionowej, gdzie kąt zgięcia kończyny górnej w stawie ramiennym wynosi 0^0 (Rys. 68 A)
- wariant 2: pozycja, w której kąt zgięcia kończyny górnej w stawie ramiennym wynosi 90^0 (Rys. 68 B).

Do obliczeń numerycznych wytypowano trzy warianty materiałowe, z których można zbudować urządzenie:

- wariant I: część zasadnicza egzoszkieletu oraz jego podstawa wykonane ze stali konstrukcyjnej,
- wariant II: część zasadnicza egzoszkieletu oraz jego podstawa wykonane ze stopu aluminium,
- wariant III: część zasadnicza egzoszkieletu wykonana ze stopu aluminium, a jego podstawa ze stali konstrukcyjnej.

Przy doborze materiałów do budowy urządzenia uwzględniono planowaną technologię jego produkcji (między innymi cięcie laserowe, gięcie na zimno, spawanie), dlatego zaproponowano stal konstrukcyjną stal 18G2A oraz stop aluminium PA38. Właściwości tych materiałów wykorzystane w obliczeniach numerycznych przedstawiono w Tab. 19.

Tab. 19 Właściwości materiałowe wykorzystane w obliczeniach numerycznych

materiał	moduł Younga E [MPa]	współczynnik Poisona ν	granica plastyczności R_e [MPa]	wytrzymałość na rozciągania R_m [MPa]
stal konstrukcyjna 18G2A	200000	0,3	250	460
stop aluminium PA38	71000	0,33	280	310

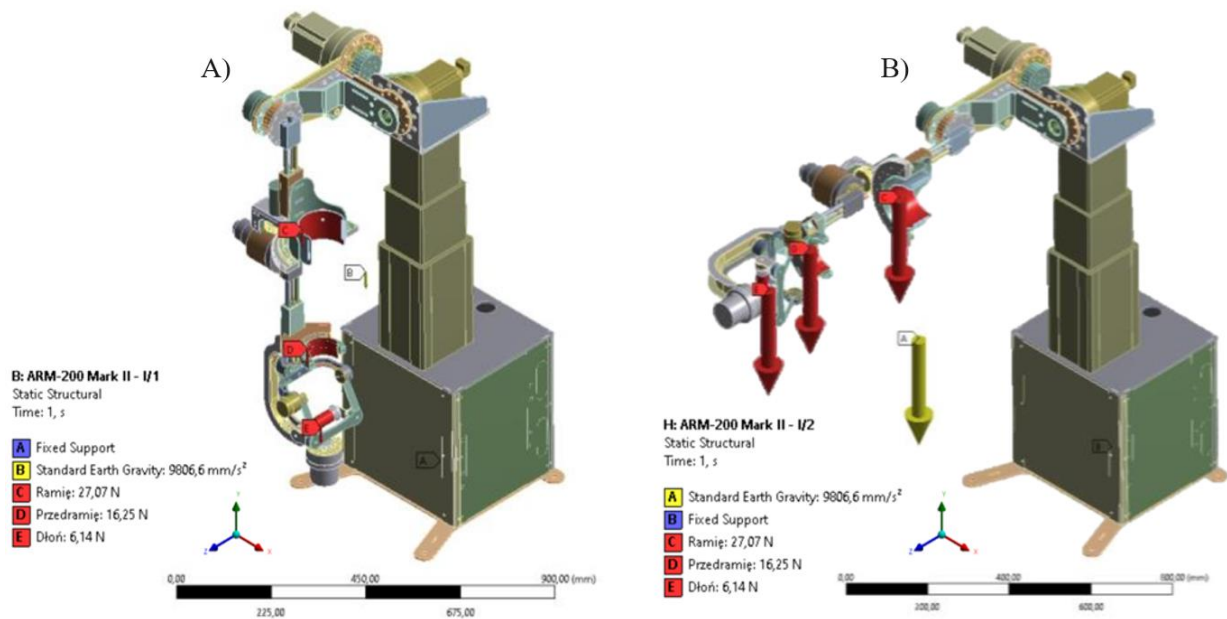
Dodatkowo dla wszystkich elementów uproszczonych wskazanych we wcześniejszej tabeli (Tab. 18) założono właściwości mechaniczne stali konstrukcyjnej (18G2A) z odpowiednią modyfikacją gęstości w celu uzyskania rzeczywistej masy tych elementów. Jedynym wyjątkiem stanowi napęd regulacji 3 (kolumna podnosząca), dla której założono właściwości stopu aluminium (PA38). Dodatkowo we wszystkich modelach elementów konstrukcyjnych, takich jak prowadnice i koła zębate zastosowano stal konstrukcyjną (18G2A).

Do realizacji symulacji numerycznych określono i zadano warunki brzegowe. Przyjęto, że na urządzenie działają siły ciężkości pochodzące od własnej masy konstrukcji oraz masy umieszczonej w niej kończyny górnej. Ciężar kończyny górnej zastąpiono trzema siłami pochodzącymi od mas poszczególnych segmentów kończyny: ramienia, przedramienia oraz dłoni. Przyłożono je na powierzchniach przewidzianych do mocowania kończyny w urządzeniu (uchwyt ramienia, uchwyt przedramienia oraz rękojeść). Masy poszczególnych części kończyny górnej wyznaczono tak, aby odpowiadały dorosłej osobie o masie całego ciała wynoszącej 100kg. W Tab.20 przedstawiono siły ciężkości poszczególnych segmentów kończyny górnej uwzględnione w obliczeniach.

Tab.20 Ciężar segmentów kończyny górnej uwzględniony w modelu obliczeniowym

segment kończyny górnej	siły ciężkości [N]	oznaczenie na Rys. 68
ramię	26	C
przedramię	16	D
dłoń	6,5	F

Dodatkowo analizowany model został utwierdzony poprzez odebranie wszystkich stopni swobody w miejscu łączenia się dolnej płyty podstawy z podłożem. Założone warunki brzegowe zostały schematycznie przedstawione na Rys. 68.



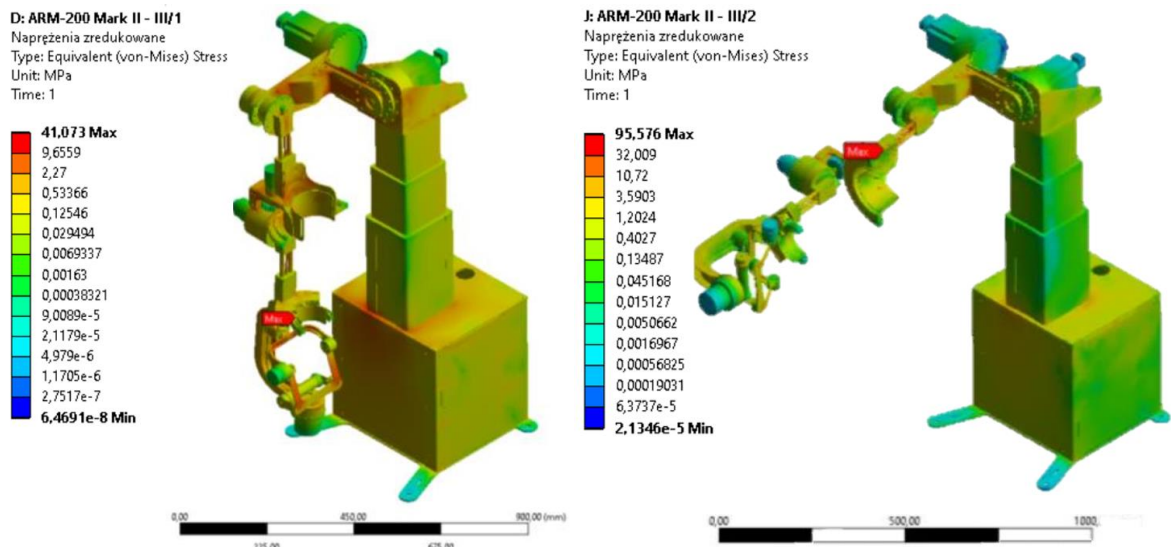
Rys. 68 Przyjęte warunki brzegowe dla dwóch wariantów ustawienia urządzenia

9.1.3. Wyniki obliczeń

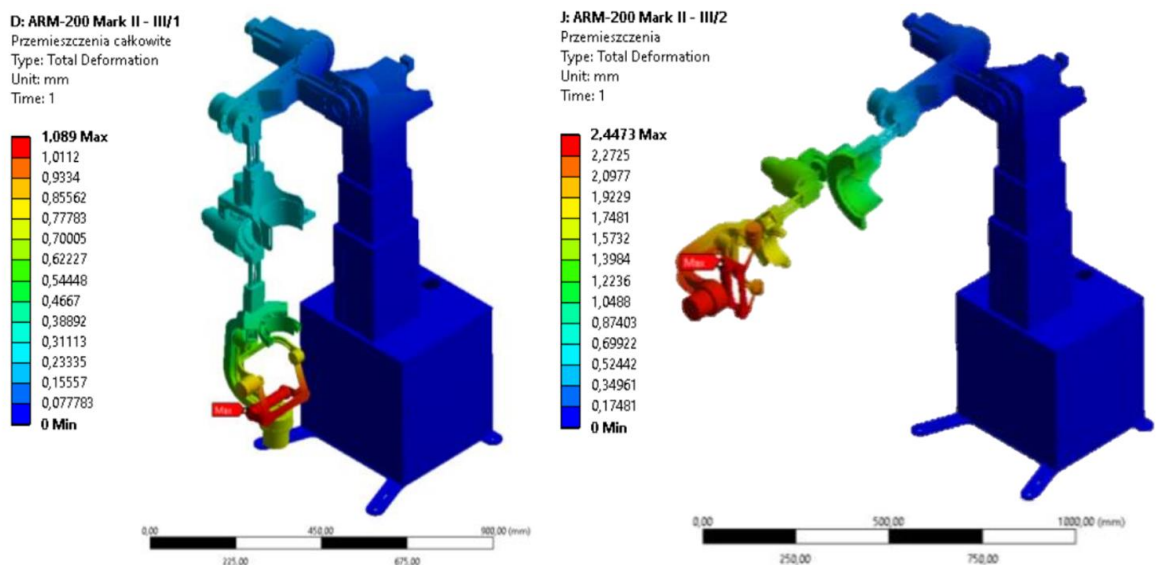
Wynikiem przeprowadzonych obliczeń numerycznych są mapy naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera – von Misesesa (Rys. 69) oraz mapy przemieszczeń (Rys. 70). Zostały one wyznaczone dla każdego wariantu materiałowego i dla każdego z wariantów ustawienia egzoszkieletu. Ich kolorystyka pozwala odnaleźć miejsca, w których naprężenia lub przemieszczenia posiadają skrajne wartości: maksymalne lub minimalne.

Uzyskane wyniki z przeprowadzonych wielowariantowych obliczeń wytrzymałościowych zestawiono w Tab. 21 celem przeprowadzenia doboru cech materiałowych urządzenia. W wyborze wariantu materiałowego brano pod uwagę:

- maksymalne naprężenia zredukowane,
- maksymalne przemieszczenia,
- współczynnik bezpieczeństwa wyznaczony jako iloraz granicy plastyczności i maksymalnego naprężenia zredukowanego,
- masę urządzenia.



Rys. 69 Mapy naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera-von Misesa uzyskane dla wariantu III materiału i ustawienia 1 (po lewej) oraz ustawienia 2 (po prawej)



Rys. 70 Mapy przemieszczeń uzyskane dla wariantu materiału III i ustawienia 1 (po lewej) oraz ustawienia 2 (po prawej)

Tab. 21 Zestawienie wyników obliczeń numerycznych

wariant ustawienia	wariant materiałowy	maksymalne naprężenia zredukowane [MPa]	maksymalne przemieszczenia [mm]	współczynnik bezpieczeństwa	masa całkowita urządzenia [kg]
1	I	62	0,63	4,0	81,046
	II	41	1,14	6,8	51,154
	III	41	1,09	6,8	66,357
2	I	159	1,63	1,6	81,046
	II	97	2,50	2,9	51,154
	III	96	2,45	2,9	66,357

Na podstawie przeprowadzonej analizy otrzymanych wyników można stwierdzić, że:

- maksymalne wartości naprężeń zredukowanych dla założonych warunków brzegowych we wszystkich analizowanych wariantach materiałowych nie przekroczyły w żadnym elemencie granic plastyczności R_e materiałów przyjętych do obliczeń (stali konstrukcyjnej oraz stopu aluminium),
- największą sztywnością charakteryzuje się urządzenie w całości wykonane ze stali konstrukcyjnej (wariant materiałowy I), dla którego maksymalne przemieszczenia zarówno w przypadku ustawienia egzoszkieletu w wariancie 1 jak i wariancie 2 są najmniejsze,
- największym przemieszczeniem, a co jest z tym związane najmniejszą sztywnością charakteryzuje się wariant II, czyli wykonany w całości ze stopu aluminium.
- wartość współczynnika bezpieczeństwa uzyskana dla wariantu materiałowego II i III jest większa niż w przypadku wariantu I,
- w przypadku ustawienia 2 stwierdzono wzrost przemieszczeń oraz maksymalnych naprężeń zredukowanych we wszystkich analizowanych rozwiązaniach materiałowych w porównaniu do wariantu ustawienia 1.

Za optymalne rozwiązanie zapewniające odpowiednie bezpieczeństwo oraz stabilność, jak również wpływające na obniżenie środka ciężkości urządzenia, wytypowano wariant materiałowy III, dlatego też został on wykorzystany do dalszych obliczeń.

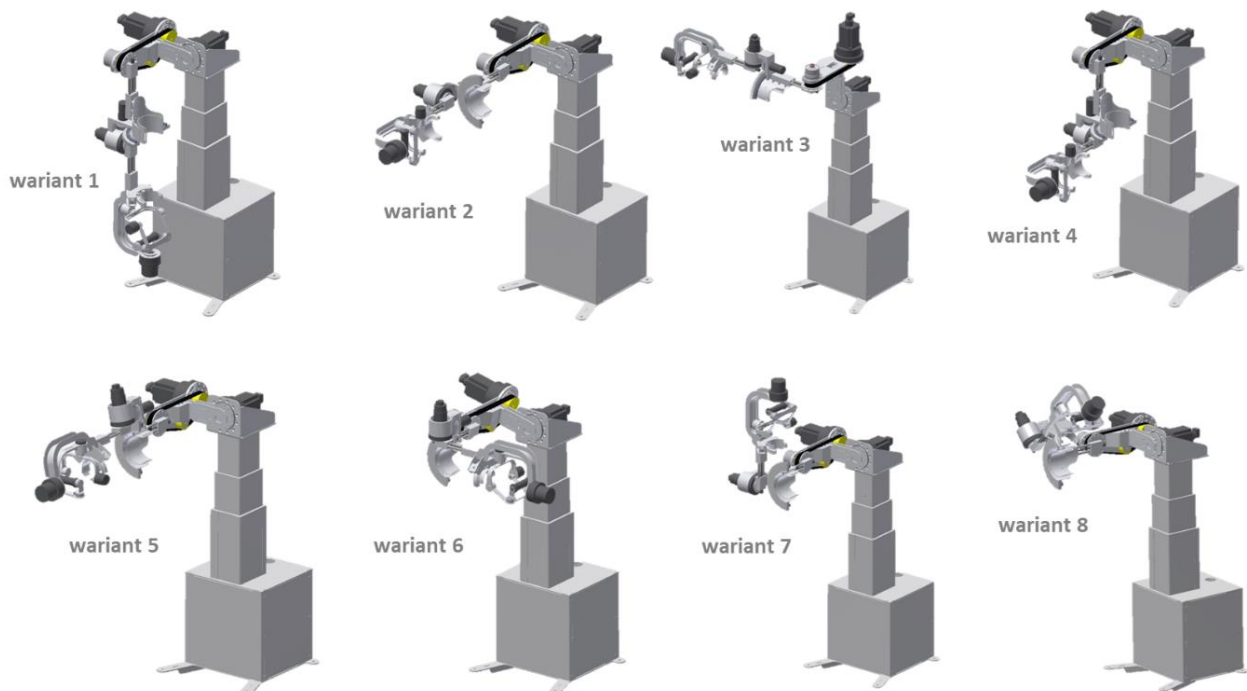
9.2. Analizy wytrzymałościowe elementów konstrukcyjnych egzoszkieletu

W ramach kolejnego etapu obliczeń numerycznych przeprowadzono analizę stanu naprężeń konkretnych elementów konstrukcyjnych urządzenia w zależności od jego konfiguracji położenia. Podczas badań przyjęto takie same warunki brzegowe jak w przypadku wcześniejszej analizy oraz wykorzystano dane materiałowe odpowiadające III wariantowi materiałowemu egzoszkieletu, czyli stopu aluminium PA38 dla części zasadniczej egzoszkieletu oraz stali konstrukcyjnej 18G2A dla jego podstawy.

Obliczenia przeprowadzono dla ośmiu wariantów ustawienia urządzenia, które odpowiadają wybranym położeniom kończyny górnej podczas wykonywania ćwiczeń rehabilitacyjnych zgodnie z metodą PNF (Rys. 71):

- wariant 1 – kończyna ułożona wzdłuż tułowia,
- wariant 2 – kończyna zgięta w stawie ramiennym 90^0 ,
- wariant 3 – kończyna w odwodzeniu stawu ramiennego 90^0 ,

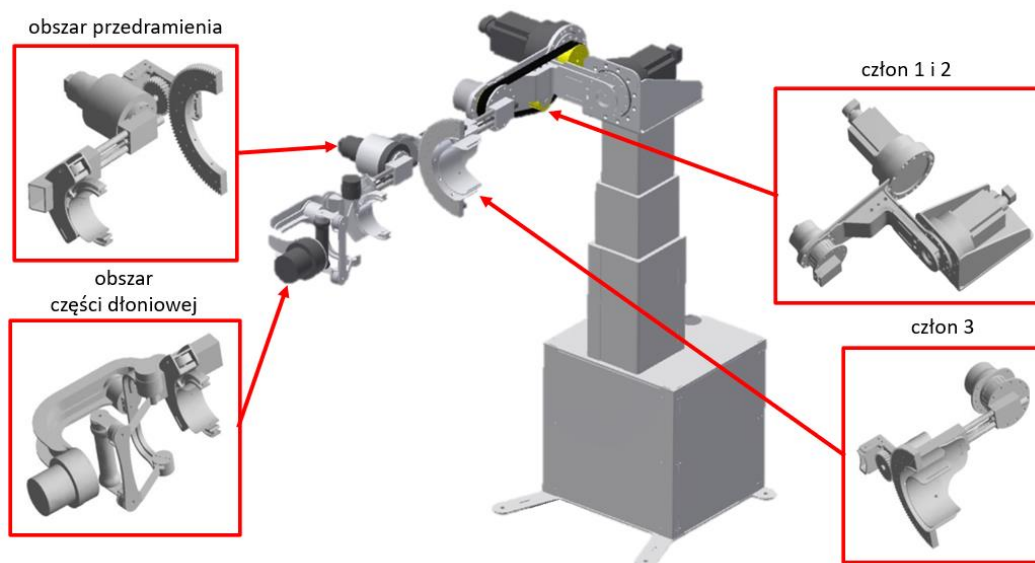
- wariant 4 – kończyna zgięta w stawie łokciowym 90^0 ,
- wariant 5 – kończyna zgięta w stawie ramiennym 90^0 przy jednoczesnej rotacji stawu ramiennego,
- wariant 6 – kończyna zgięta w stawie ramiennym 90^0 przy jednoczesnym zgięciu stawu łokciowego 90^0 ,
- wariant 7 – kończyna zgięta w stawie ramiennym 90^0 przy jednoczesnym zgięciu stawu łokciowego 90^0 i rotacji 90^0 stawu ramiennego,
- wariant 8 – kończyna zgięta w stawie ramiennym 90^0 przy jednoczesnym zgięciu stawu łokciowego 90^0 i rotacji 45^0 stawu ramiennego.



Rys. 71 Przyjęte warianty ustawienia urządzenia do obliczeń numerycznych

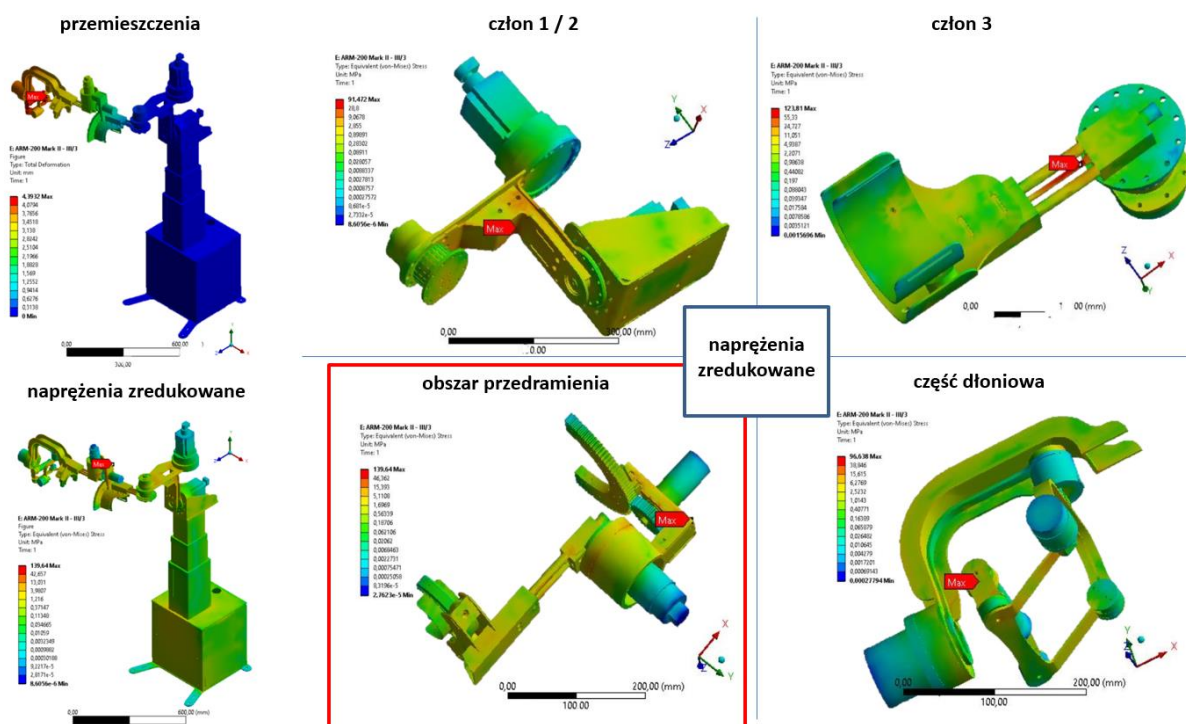
W modelu obliczeniowym wyróżniono cztery istotne obszary, dla których dokonano szczegółowych analiz wytrzymałościowych (Rys. 72):

- obszar członu 1 i 2 występujący pomiędzy kolumną podnoszącą a członem ramienia,
- obszar członu 3 zawierający uchwyt ramienia oraz mechanizm regulacji długości części ramiennej,
- obszar uchwytu przedramienia zawierający mechanizm regulacji długości przedramienia,
- obszar części dłoniowej zawierający napędy segmentu nadgarstka.



Rys. 72 Obszary poddane szczegółowej analizie wytrzymałościowej

Rezultatem przeprowadzonych obliczeń numerycznych są wyniki w postaci barwnych map naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera – von Misesesa oraz map przemieszczeń uogólnionych. Zostały one przygotowane dla każdego z wariantu ustawienia egzoszkieletu, zarówno w odniesieniu do całego urządzenia, jak i dla każdego z czterech wyodrębnionych obszarów (Rys. 73). Pozwoliło to na identyfikację miejsc występowania spiętrzeń naprężeń w każdym z obszarów, które poprzez wprowadzenie modyfikacji w konstrukcji próbowano wyeliminować lub zredukować.



Rys. 73 Mapy naprężeń zredukowanych i przemieszczeń uogólnionych – wariant ustawienia 3

Wyniki obliczeń numerycznych zostały zebrane i zestawione w tabelach. Tabela Tab. 22 prezentuje maksymalne przemieszczenia i naprężenia zredukowane dla wszystkich ośmiu wariantów ustawienia egzozszkieletu ze wskazaniem ich miejsca występowania. Natomiast tabela Tab. 23 zawiera zestawienie maksymalnych wartości naprężeń zredukowanych w poszczególnych wyróżnionych obszarach egzozszkieletu dla wszystkich wariantów ustawienia. Dodatkowo otrzymane wyniki porównano na wykresie Rys. 74. Zaobserwować można, że najczęściej maksymalne naprężenia zredukowane występowały w obszarze przedramienia, a najwyższe wartości wystąpiły w obszarze dłoniowym dla piątego wariantu ustawienia urządzenia, tzn. kiedy kończyna jest w zgięciu 90^0 przy jednoczesnej rotacji stawu ramiennego.

Na podstawie otrzymanych wyników obliczeń numerycznych można stwierdzić, że:

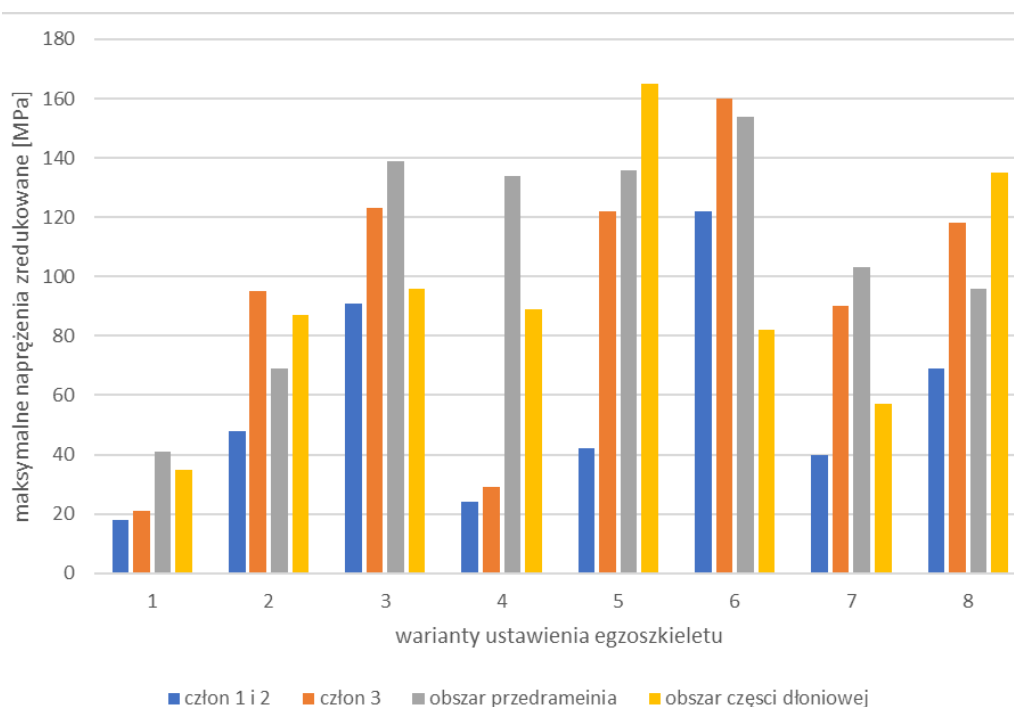
- w żadnym z analizowanych wariantów nie zostały przekroczone wartości granic plastyczności R_e materiałów, z których przewidywano wykonanie urządzenia,
- najbardziej niekorzystnym ustawieniem egzozszkieletu pod względem występowania największych wartości naprężeń jest ustawienie, kiedy kończyna jest zgięta w stawie ramiennym i łokciowym do 90^0 ,
- miejsca znacznych spiętrzeń naprężeń wyraźnie odbiegały od naprężeń w pozostałych obszarach konstrukcyjnych urządzenia. Spiętrzenia te występowały dla elementów zlokalizowanych w okolicach mechanizmów regulacji długości ramienia i przedramienia, miejsc kontaktu pomiędzy czujnikami siły a elementami mocującymi ramię i przedramię, a także w obszarze kontaktu elementów konstrukcyjnych wchodzących w skład mechanizmów rotacji przedramienia

Tab. 22 Zestawienie maksymalnych wartości przemieszczeń i naprężeń zredukowanych

wariant ustawienia egzozszkieletu	maksymalne przemieszczenie [mm]	maksymalne naprężenia zredukowane [MPa]	miejsce występowania maksymalnych naprężeń zredukowanych
1	1,09	41	obszar rotacji przedramienia
2	2,45	96	obszar regulacji członu przedramienia
3	4,39	139	obszar rotacji ramienia
4	2,68	134	obszar rotacji przedramienia
5	4,88	165	obszar rękocyści
6	4,27	160	obszar regulacji członu ramienia
7	2,87	103	obszar regulacji członu przedramienia
8	5,59	135	obszar rękocyści

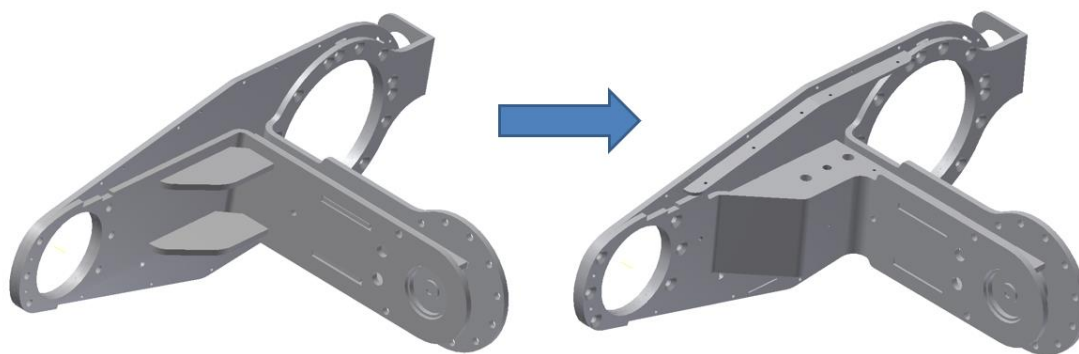
Tab. 23 Zestawienie maksymalnych wartości naprężeń zredukowanych w analizowanych obszarach

wariant ustawienia egzoszkieletu	obszar członu 1 i 2 [MPa]	obszar członu 3 [MPa]	obszar przedramienia [MPa]	obszar części dłoniowej [MPa]
1	18	21	41	35
2	48	95	69	87
3	91	123	1139	96
4	24	29	134	89
5	42	122	136	165
6	122	160	154	82
7	40	90	103	57
8	69	118	96	135



Rys. 74 Wykres maksymalnych naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera-von Missesa w analizowanych obszarach urządzenia dla poszczególnych wariantów jego ustawienia

Przeprowadzona analiza wytrzymałościowa pozwoliła zlokalizować „słabe punkty” konstrukcji, które zostały poprawione np. poprzez zmianę grubości ścianek elementów czy dodanie wzmocnień w postaci żeber czy zastrzałów. Jednym z przekonstruowanych elementów egzoszkieletu jest człon 2, który został dodatkowo usztywniony (Rys. 75). Do konstrukcji tego członu dodano dodatkowe poprzeczki oraz zmodyfikowano kształt ramion poprzez wzmocnienia, co w znacznym stopniu usztywniło konstrukcję całego elementu.



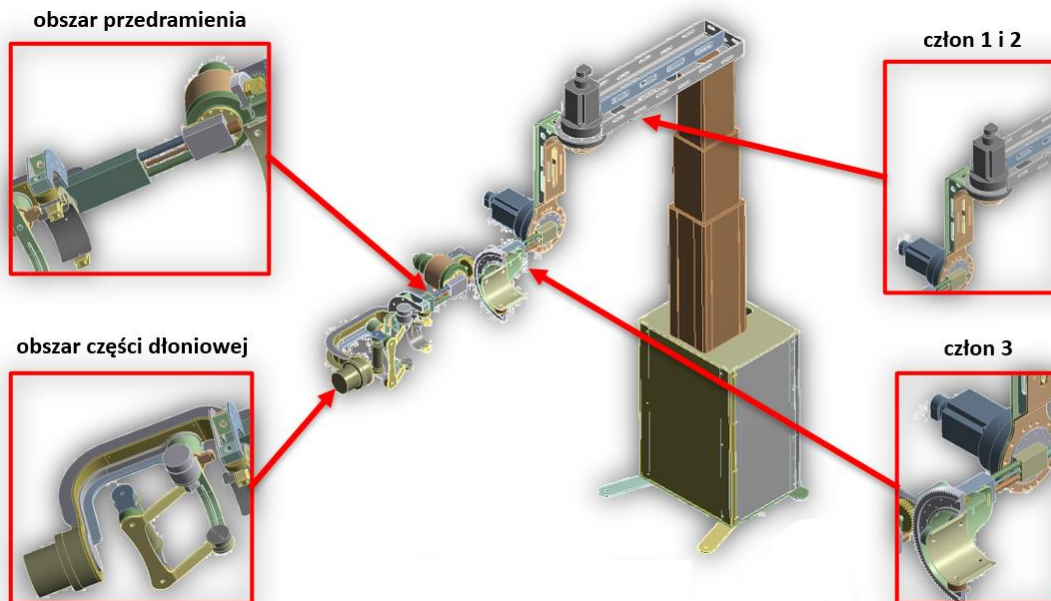
Rys. 75 Zmodyfikowany element po analizach numerycznych

9.2.1. Analiza wyników dwóch koncepcji

Ze względu na zależności między poszczególnymi etapami realizacji zadań pracy doktorskiej, takimi jak dobór schematu kinematycznego, analizy ruchliwości, dobór jednostek napędowych czy też analizy wytrzymałościowej, zostały one prowadzone równoległe. Początkowe wyniki analiz kinematycznych faworyzowały koncepcję K2, czyli tą w której oś pierwszej, obrotowej pary kinematycznej jest równoległa do osi pionowej pacjenta. Właśnie z tych względów pierwsze analizy numeryczne prowadzone były dla tego rozwiązania. Po jego odrzuceniu, analizy jednak zostały rozszerzone o inne warianty. Obliczenia zostały przeprowadzone analogicznie, przyjmując takie same założenia oraz warunki brzegowe.

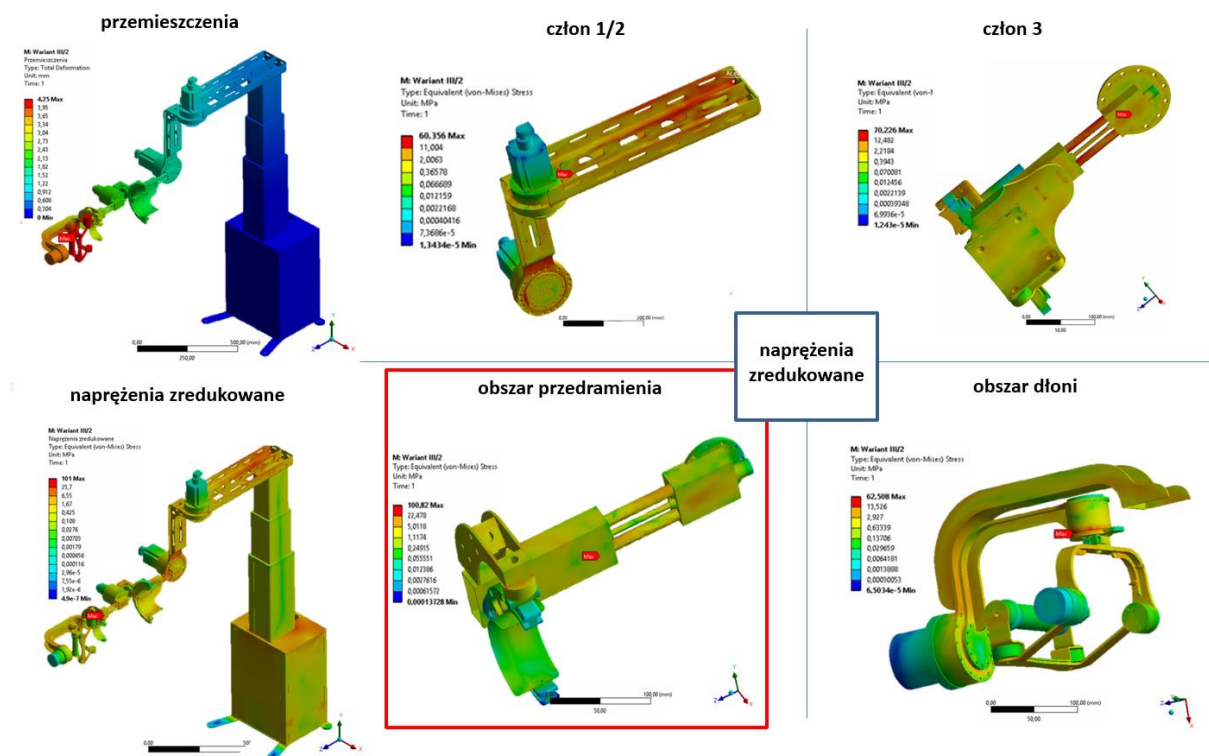
Na podstawie obliczeń numerycznych za optymalny wariant materiałowy została wybrana kombinacja rozwiązań, w której część zasadnicza egzoszkieletu wykonana jest ze stopu aluminium, a jego podstawa ze stali konstrukcyjnej. Następnie przeprowadzono analizy wytrzymałościowe elementów konstrukcyjnych dla ośmiu wariantów ustawienia egzoszkieletu z wyróżnieniem w konstrukcji czterech istotnych obszarów (Rys. 76).

Wynikiem przeprowadzonych symulacji są mapy naprężeń zredukowanych i przemieszczeń wypadkowych dla każdego z wariantu ustawień egzoszkieletu. Wyznaczone zostały one dla całego urządzenia jak i dla wyróżnionych obszarów. Przykładowe mapy przedstawiono na Rys. 77, które dotyczą ustawienia kończyny górnej w zgięciu stawu ramiennego wynoszącym 90° .



Rys. 76 Obszary podane szczegółowej analizie (konceptcja K2)

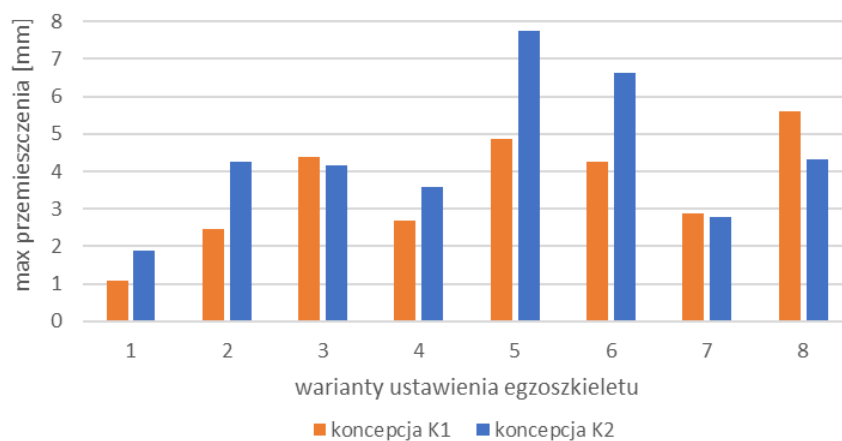
Wyniki analiz wytrzymałościowych zebrano w Tab. 22 i porównano z wynikami koncepcji uznanej za optymalną podczas doboru schematu kinematycznego (K1). Przedstawiono je również na wykresach, gdzie na Rys. 78 porównano maksymalne przemieszczenia występujące w konstrukcjach w zależności od ustawienia, natomiast na Rys. 79 porównano maksymalne naprężenia zredukowane.



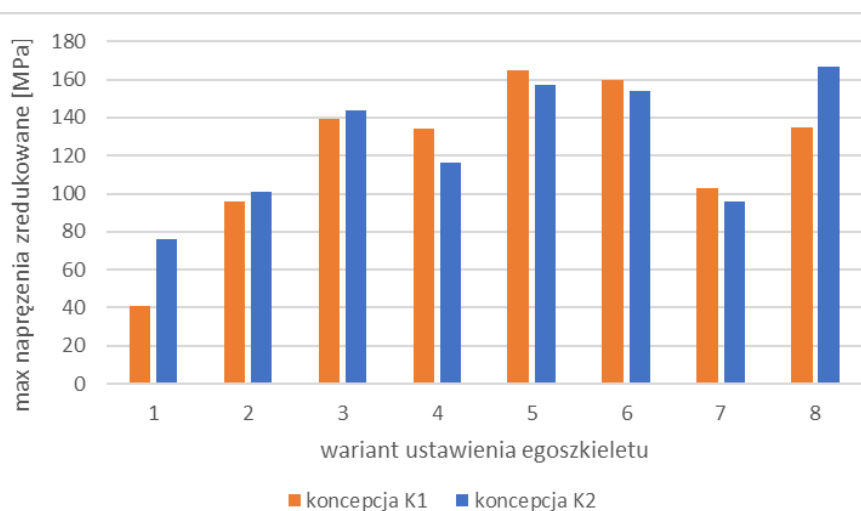
Rys. 77 Mapy naprężeń zredukowanych i przemieszczeń wypadkowych uzyskane dla wariantu ustawienia 3 (konceptcja K2)

Tab. 24 Wyniki analiz numerycznych uzyskane dla koncepcji K2

wariant ustawienia egzoszkieletu	maksymalne przemieszczenia, [mm]	maksymalne naprężenia zredukowane [MPa]			
		obszar członu 1 i 2	obszar członu 3	obszar przedramienia	obszar części dłoniowej
1	1,90	54	47	75	31
2	4,25	60	70	100	62
3	4,16	52	140	144	56
4	3,59	57	61	116	59
5	7,74	64	140	157	82
6	6,64	71	154	142	71
7	2,78	61	83	96	38
8	4,32	51	107	167	50



Rys. 78 Porównanie maksymalnych przemieszczeń uzyskane dla koncepcji K1 oraz K2



Rys. 79 Porównanie maksymalnych naprężeń zredukowanych uzyskane dla koncepcji K1 oraz K2

Analizując wartości obliczeń numerycznych obu koncepcji można stwierdzić, że w żadnym z analizowanych wariantów ustawienia urządzenia nie zostały przekroczone wartości granic plastyczności R_e materiałów, z których przewidywano wykonanie urządzenia. Wyniki obu koncepcji są zbliżone do siebie, jednak w przypadku koncepcji K1, uznanej za optymalną podczas analizy ruchliwości zaobserwować można niższe wartości maksymalnych przemieszczeń i naprężeń zredukowanych. Potwierdza to słuszność wyboru tego rozwiązania, za rozwiązanie, na podstawie którego zbudowany powinien zostać egzoszkielec.

10. Budowa prototypu i jego weryfikacja

10.1. Budowa prototypu

Wyniki zrealizowanych badań i analiz przyczyniły się do zaprojektowania finalnego modelu egzoszkieletu w oprogramowaniu klasy CAD Autodesk Inventor. Model 3D został opracowany w odpowiedniej strukturze, obejmującej złożenie, wielopoziomowe podzłożenia i poszczególne elementy. Uwzględnia konstrukcję mechaniczną, składającą się z zaprojektowanych komponentów, a także opracowane bądź zaimportowane modele elementów handlowych. Obejmuje również elementy elektroniki, których modele pozyskano od projektantów płytek obwodów drukowanych, tzw. PCB (*ang. Printed Circuit Board*), opracowanych w oprogramowaniu Altium Designer.

W trakcie przygotowania projektu urządzenia przeprowadzono szereg dodatkowych analiz i badań celem wypracowania odpowiedniej geometrii detali wchodzących w skład urządzenia oraz rozwiązań technicznych zastosowanych w egzoszkielecie. Dotyczyły one między innymi:

- mechanizmu regulacji długości członu ramienia i przedramienia, umożliwiającego dostosowanie urządzenia do długości kończyny górnej pacjenta. Wypracowane rozwiązanie posiada dodatkowo zaimplementowany system pozwalający na bezwzględny pomiar długości członu, co stanowi potencjał do opatentowania.
- konstrukcji uchwytów na styku pacjent-urządzenie: uchwyt ramienia, przedramienia oraz rękonoś, które muszą zapewniać ergonomię, komfort oraz bezpieczeństwo użytkownika, w tym biogodność materiałów mających kontakt z pacjentem. Elementy te pośredniczą między czujnikami siły a kończyną, więc odgrywają kluczową rolę. Zatem, konieczne jest zapewnienie precyzyjnego przenoszenia informacji o intencji i zachowaniu kończyny pacjenta na czujniki siły, a następnie do układu sterowania, bez wprowadzania zakłóceń. W związku z tym istotne wyzwanie stanowiło odpowiednie ustawienie czujników w konstrukcji uchwytu, mające bezpośredni wpływ na poprawność działania całego urządzenia. Na Rys. 80 przedstawiono jedną z koncepcji uchwytu ramienia.
- rozmieszczenie pakietów PCB na konstrukcji urządzenia. Przyjęto zasadę, że pakiety sterujące i zasilające poszczególne elementy wykonawcze egzoszkieletu będą rozmieszczone w sposób rozproszony na konstrukcji. Główne wyzwanie polegało na ich umiejscowieniu tak, aby nie ograniczały one ruchów urządzenia, jednocześnie znajdując się jak najbliżej obsługiwanych napędów. Dodatkowo prowadzenie przewodów po konstrukcji wymagało przemyślanego zaprojektowania, aby uniknąć

ich uszkodzenia podczas ruchu egzoszkieletu, a także by same nie ograniczały swobody ruchów urządzenia.

- osłon i obudów mechanizmów, elementów wykonawczych i elektroniki, których zastosowanie wymagane jest już na etapie prototypu ze względu na badania bezpieczeństwa, któremu musi zostać poddane urządzenie. Co istotne ich zastosowanie w urządzeniu wymagało przewidzenia w konstrukcji szeregu miejsc i elementów pozwalających na ich montaż.

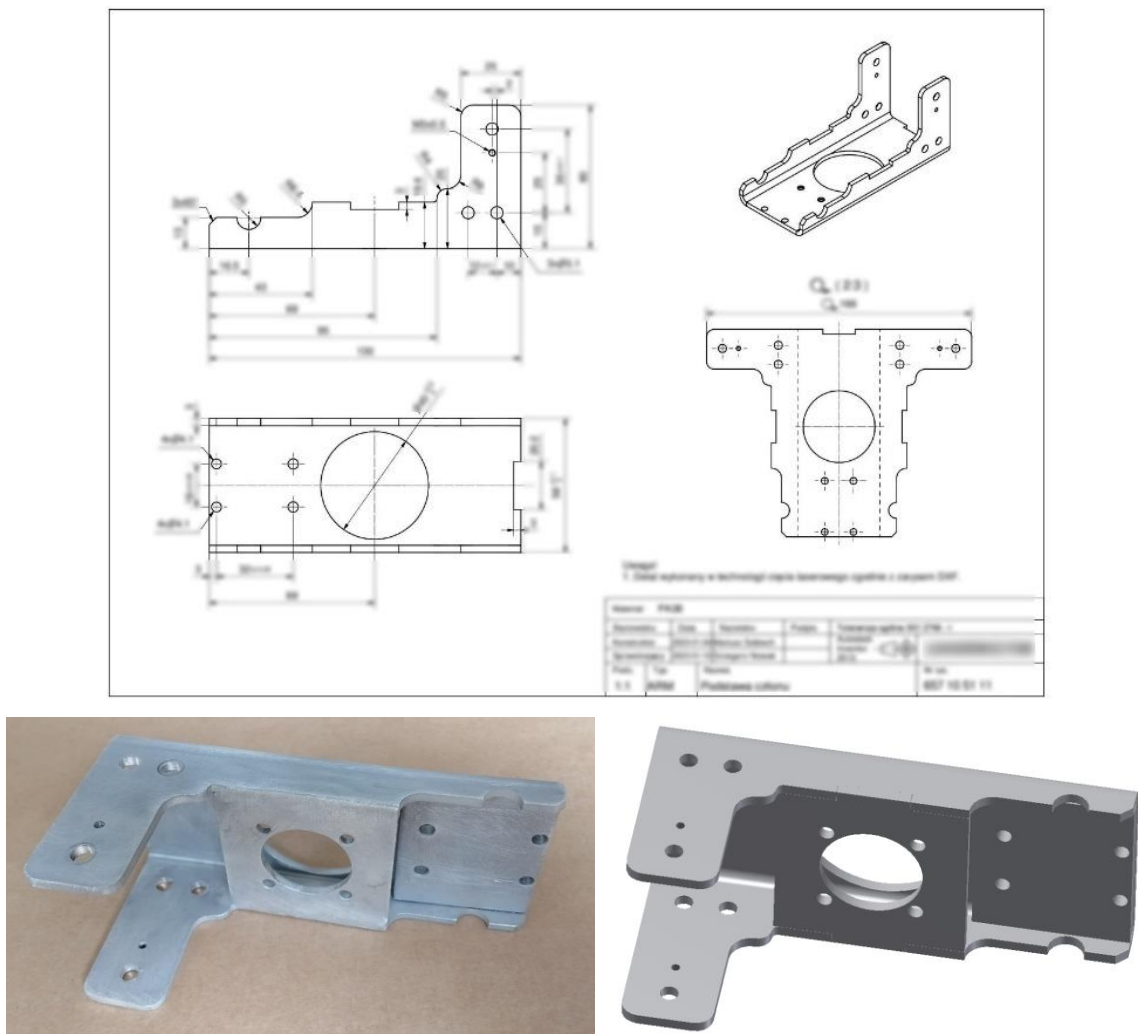


Rys. 80 Wstępne koncepcje konstrukcji uchwytu ramienia

Bazując na zaprojektowanym modelu 3D opracowano dokumentację konstrukcyjną urządzenia obejmującą rysunki złożeniowe, w tym montażowe, oraz wykonawcze. Łącznie przygotowano ponad 250 rysunków elementów mechanicznych. Pozwoliły one na wytworzenie podzespołów oraz finalny montaż prototypu. Do procesu wytwarzania zastosowano zróżnicowane technologie, przemysłane i przewidziane w trakcie projektowania poszczególnych części, celem wykorzystania ich na etapie produkcyjnym. Zostały one dobrane tak, aby osiągnąć optymalną efektywność, zapewniającą spełnienie wymagań funkcjonalności i wytrzymałości detali, przy zachowaniu ekonomicznej opłacalności, z uwzględnieniem dostępnych zasobów technologicznych, a także kosztów i czasu produkcji.

W procesie produkcyjnym wykorzystano obróbkę ubytkową tam, gdzie była niezbędna. Dotyczyła ona głównie toczenia czy frezowania elementów takich jak wały, prowadnice oraz detale bazujące na półproduktach, jak kształtowniki. Ze względu na mniejszą efektywność, wyższą ilość generowanych odpadów materiałowych oraz koszty związane z obróbką ubytkową zastosowano alternatywne technologie wytwarzania. Wykorzystano technologię laserowego cięcia blach, która pozwoliła na precyzyjne wycięcie elementów konstrukcyjnych według opracowanych w oprogramowaniu CAD zarysów. Dzięki temu osiągnięto dokładne odwzorowanie często skomplikowanych kształtów. Wycięte blachy następnie zagięto na zimno na prasie krawędziowej, co pozwoliło na uzyskanie detali o złożonych, przestrzennych kształtach. W przypadku konieczności trwałego połączenia pojedynczych detali w podzespoły wykorzystano technologię spawania TIG (*ang. Tungsten Inert Gas*). Zapewnia ona wysoką precyzję i jakość spoin, co jest szczególnie istotne

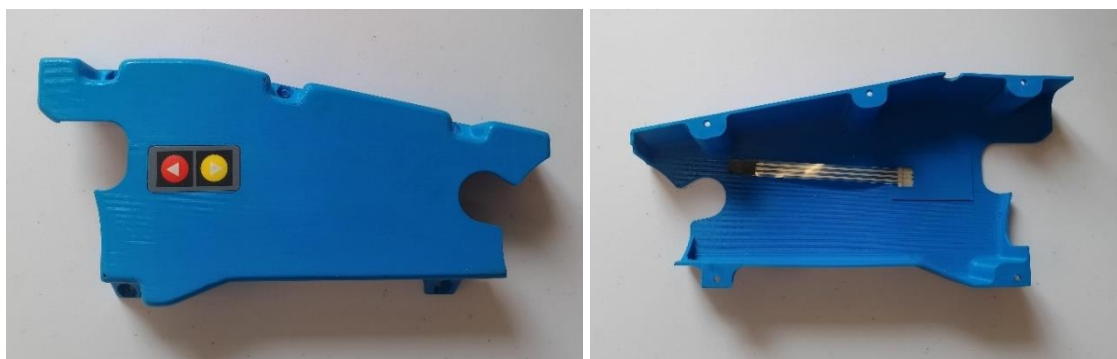
przy łączeniu elementów o wymagających kształtach i odpowiedniej wytrzymałości. Na Rys. 81 przedstawiono wykonanie jednego z elementów członu egzozszkieletu wytworzonego w technologii cięcia laserowego, gięcia oraz spawania.



Rys. 81 Element konstrukcji egzozszkieletu wraz z modelem cyfrowym oraz rysunkiem wykonawczym detalu wchodzącego w jego skład

Do wytworzenia elementów składowych prototypu wykorzystano również technologie przyrostowe, a dokładnie druk 3D w technologii FFF (*ang. Fused Filament Fabrication*). Technologię druku 3D wykorzystano przede wszystkim do wykonania osłon i obudów jednostek napędowych oraz elementów elektronicznych urządzenia. Ich zastosowanie pozwoliło także wyeliminować strefy pułapkowe, które zostały zidentyfikowane podczas analizy ryzyka w procesie projektowania wyrobu medycznego. Elementy drukowane zostały wytworzone w Instytucie, w Pracowni Szybkiego Prototypowania, której Doktorant jest opiekunem. Na etapie postprocessingu istotnym było wygładzanie wydruków oraz połączenie mniejszych elementów w większe, co pozwoliło nie tylko na wyeliminowanie ograniczenia gabarytowego drukarki, ale także na uzyskanie lepszej jakości i trwałości końcowych elementów. Osłony zaprojektowano tak, aby ich obecna konstrukcja mogła być bezpośrednio wykorzystana lub, po drobnych modyfikacjach, dostosowana do ewentualnej

produkcji w technologii wtrysku. Na Rys. 82 przedstawiono jedną z osłon wykonaną w technologii druku FFF.



Rys. 82 Jedna z osłon prototypu wykonana w technologii druku 3D

Wytworzone detale oraz zakupione elementy, takie jak jednostki napędowe, zostały złożone w podzespoły, które następnie pozwoliły zbudować kompletny prototyp urządzenia. W przypadku urządzeń, które mają być skomercjalizowane i produkowane, ważne jest aby zapewnić łatwy montaż i serwis, umożliwiając dostęp do elementów montażowych oraz wygodne użycie narzędzi. Właśnie z tych powodów pierwszy montaż został przeprowadzony przez Doktoranta. Projektant urządzenia najlepiej zna jego konstrukcję, więc na bieżąco weryfikowano funkcjonalność i wprowadzano modyfikacje, które wpływały zarówno na poprawę działania urządzenia, jak i ułatwiły jego montaż. Rezultatem takich działań są między innymi dodatkowe otwory montażowe zastosowane w konstrukcji ułatwiające przełożenie narzędzia (śrubokręta) celem uzyskania dostępu do elementów złącznych (śrub). Ponadto, dostosowano elementy konstrukcyjne urządzenia do łatwego montażu i demontażu okablowania, bez potrzeby przeciągania go przez otwory montażowe, poprzez zastosowanie odpowiednich nacięć (Rys. 83). Pierwszy montaż stanowi również weryfikację precyzji wykonania poszczególnych części składowych urządzenia oraz poprawności przyjętych tolerancji i luzów montażowych. Dzięki temu możliwe jest wykrycie ewentualnych niedociągnięć, które należy skorygować tak, aby zapewnić wysoką jakość wykonania i niezawodność działania urządzenia.



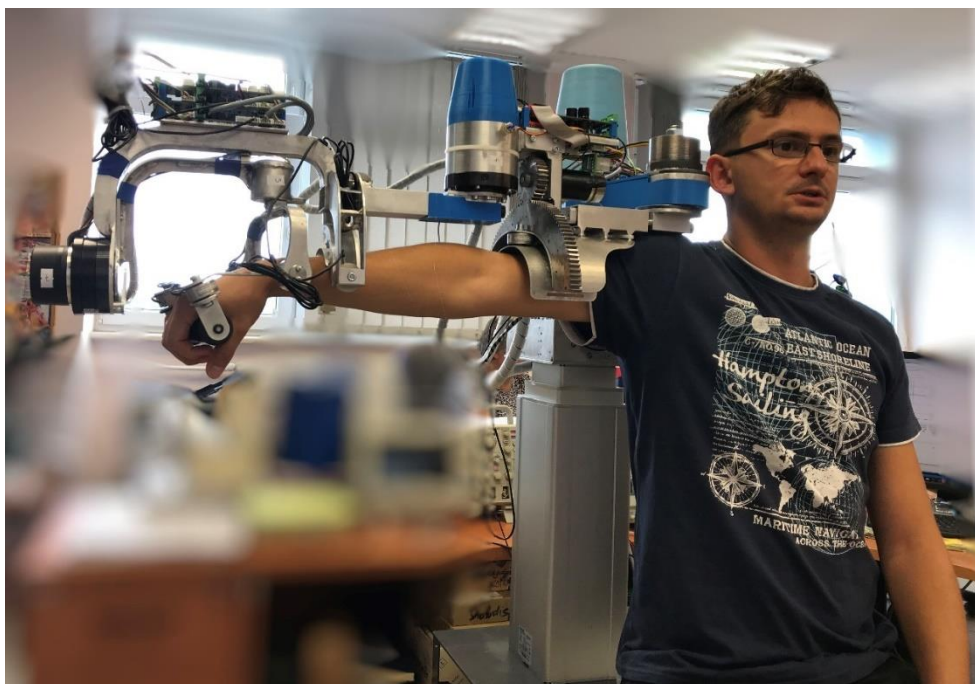
Rys. 83 Modyfikacja elementu urządzenia ułatwiająca montaż okablowania (po lewej)

Po zbudowaniu prototypu konstrukcji mechanicznej, przy współpracy z konstruktorem elektronikiem, urządzenie wyposażono w elementy elektroniczne oraz wiązki przewodów a następnie uruchomiono. Wymagającym zadaniem okazało się poprowadzenie przewodów w taki sposób, aby podczas pracy urządzenia nie ograniczały jego ruchliwości oraz nie były narażone na uszkodzenia. Staranne i przemyślane rozmieszczenie okablowania jest również istotne ze względu na zapewnienie niezawodności działania urządzenia.

10.2. Badania prototypu

Kompletny prototyp urządzenia został poddany licznym badaniom inżynierskim, obejmującym zarówno aspekty mechaniczne, jak i elektroniczne, w tym układ sterowania. Ze względu na złożony charakter urządzenia, badania uwzględniały jednocześnie wszystkie te zespoły oraz ich wzajemne oddziaływanie. Ich realizacja na fizycznym prototypie urządzenia jest kluczowa, ponieważ umożliwia ocenę rzeczywistego działania urządzenia, w tym jego praktycznego zastosowania i współdziałania z użytkownikiem. Takie testy ujawniają problemy i wady, które mogą pozostać niewidoczne w badaniach na modelu cyfrowym, gdzie nie można w pełni odtworzyć wszystkich rzeczywistych warunków użytkowania. Na Rys. 84 przedstawiono urządzenie podczas jednego z wielu realizowanych badań inżynierskich.

Jednym z podstawowych badań była weryfikacja ruchliwości urządzenia i możliwości rehabilitacji całej kończyny górnej w stawie ramiennym, łokciowym oraz nadgarstkowym. Sprawdzone między innymi zakresy możliwych ruchów do wykonania przez prototyp w poszczególnych parach kinematycznych odpowiadających za konkretne ruchy w stawach kończyny górnej. Względem zakresów wyznaczonych i zaakceptowanych przez fizjoterapeutów zaangażowanych w projekt urządzenia zweryfikowano założone skrajne pozycje kątowe dla poszczególnych ruchów. Pomiarów wykonano dla wszystkich siedmiu par kinematycznych konstrukcji urządzenia. Wartości kątowe odczytano w przygotowanej aplikacji na podstawie wskazań wcześniej skalibrowanych czujników kątowych zamontowanych w egzoszkielecie. Wartości zmierzonych zakresów, które zostały osiągnięte przez urządzenie, w odniesieniu do zakresów zaczerpniętych z normy ISOM oraz wyznaczonych podczas analiz numerycznych zebrano w Tab. 25. Uzyskane zakresy ruchów różnią się od wartości normatywnych, co wynika nie tylko z ograniczeń egzoszkieletu, ale także m.in. z przyjętej podczas ćwiczeń pozycji pacjenta. Pokrywają się one natomiast w większości z wykazanymi zakresami w trakcie cyfrowej analizy kinematyki egzoszkieletu. Są to wartości bezpieczne do osiągnięcia podczas rehabilitacji.



Rys. 84 Badanie inżynierskie prototypu urządzenia

Tab. 25 Zweryfikowane osiągnięte położenia kątowe w poszczególnych parach kinematycznych

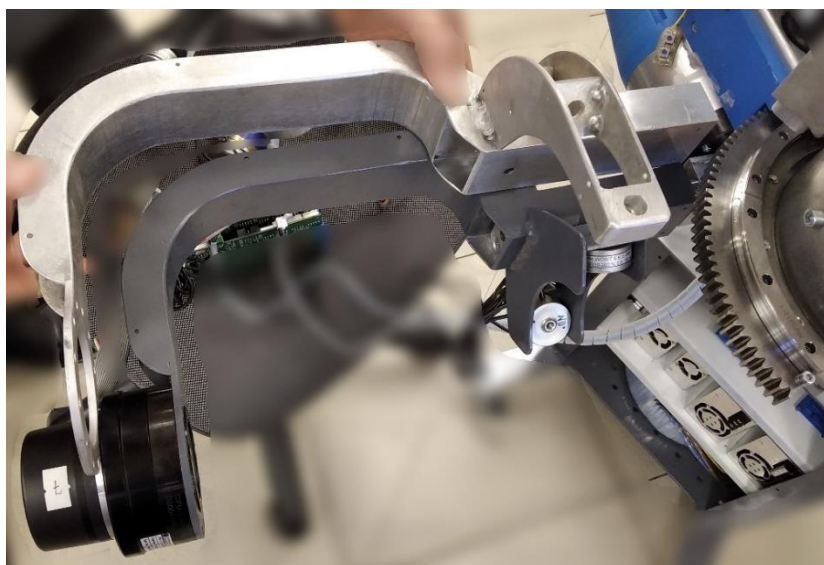
ruch	nr napędu wg. Rys. 62	norma ISOM	analiza cyfrowa modelu	weryfikacja doświadczalna prototypu
odwodzenie i przewodzenie	①	170 ⁰ -0 ⁰ -40 ⁰	95 ⁰ -0 ⁰	95 ⁰ -0 ⁰
przeprost i zgięcie	②	50 ⁰ -0 ⁰ -170 ⁰	–	30 ⁰ -180 ⁰
rotacja wewnętrzna i zewnętrzna	③	90 ⁰ -0 ⁰ -80 ⁰	75 ⁰ -0 ⁰ -75 ⁰	60 ⁰ -0 ⁰ -60 ⁰
wyprost i zgięcie	④	0 ⁰ -0 ⁰ -150 ⁰	0 ⁰ -0 ⁰ -100 ⁰	0 ⁰ -0 ⁰ -90 ⁰
supinacja i pronacja	⑤	90 ⁰ -0 ⁰ -80 ⁰	90 ⁰ -0 ⁰ -80 ⁰	90 ⁰ -0 ⁰ -90 ⁰
zgięcie dłoniowe i grzbietowe	⑥	50 ⁰ -0 ⁰ -70 ⁰	50 ⁰ -0 ⁰ -70 ⁰	30 ⁰ -0 ⁰ -50 ⁰
zgięcie promieniowe i łokciowe	⑦	20 ⁰ -0 ⁰ -30 ⁰	20 ⁰ -0 ⁰ -20 ⁰	30 ⁰ -0 ⁰ -30 ⁰

Poza tymi badaniami również na fizycznym prototypie egzoszkieletu przeprowadzono kontrolę uchwytów i rozmieszczenia czujników siły. Testy na rzeczywistym urządzeniu pozwoliły zweryfikować ich ergonomię, ale przede wszystkim możliwość precyzyjnego przekazywania informacji o oddziaływaniu kończyny pacjenta na urządzenie do systemu

sterowania za pośrednictwem czujników siły. Są to zagadnienia, których nie da się ocenić wyłącznie w sposób numeryczny.

Zbadano także możliwość przekonfigurowania urządzenia do pracy z przeciwną kończyną doprecyzowując sekwencję ruchów umożliwiającą bezpieczną realizację tego zadania. Ponadto, opracowano i zwalidowano procedurę awaryjnego zatrzymania z wykorzystaniem wyłączników zatrzymania awaryjnego (STOP). Urządzenie zostało wyposażone w trzy takie wyłączniki: dwa zainstalowane bezpośrednio przy egzozszkielecie, dostępne dla pacjenta poddawanego rehabilitacji oraz jeden przenośny (na kablu) dla opiekuna przy jednostce sterującej (komputerze).

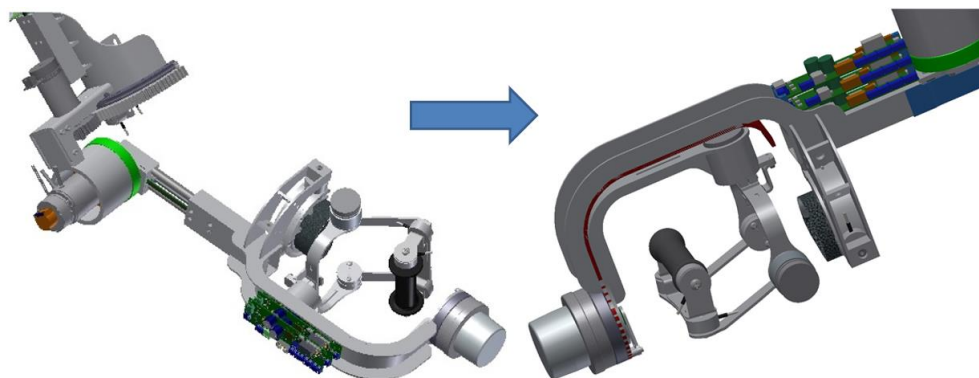
Dodatkowo wyniki przeprowadzonych testów weryfikacyjnych na fizycznym prototypie wykazały, że przyjęta długość członu przedramienia egzozszkieletu przy zastosowanej konfiguracji i lokalizacji względem kończyny, wymagała korekty. Długość tego członu nie odzwierciedlała pozyskanych z literatury cech antropometrycznych kończyny górnej, ponieważ istotnym wymiarem jest tutaj odległość od stawu łokciowego do osi rękojeści, którą pacjent obejmuje swoją dłonią. Ostatecznie długość członu skrócono, tak, aby zapewnić prawidłową regulację jego długości. Na Rys. 85 przedstawiono człon przed i po korekcie jego długości.



Rys. 85 Zmodyfikowany człon przedramienia

Podczas prowadzonych badań inżynierskich zauważono również potrzebę zmiany położenia niektórych elementów, w szczególności dotyczyło to podzespołów elektronicznych na poszczególnych członach urządzenia. Dzięki temu uzyskano smuklejszą konstrukcję, co wpłynęło na poprawę jej ruchliwości oraz ergonomii użytkowania. Taka modyfikacja pozwoliła zminimalizować ryzyko występowania kolizji elementów urządzenia oraz z ciałem pacjenta podczas wykonywanych ćwiczeń rehabilitacyjnych, umożliwiając wykonywanie bardziej naturalnych ruchów. W związku z tym przeprojektowano płytki PCB, zmieniając ich

gabaryty oraz wprowadzając zmiany w konstrukcji poszczególnych detali urządzenia, aby możliwy był ich montaż w nowych lokalizacjach. Na Rys. 86 przedstawiono zmianę miejsca montażu płytek PCB na członie przedramienia urządzenia.

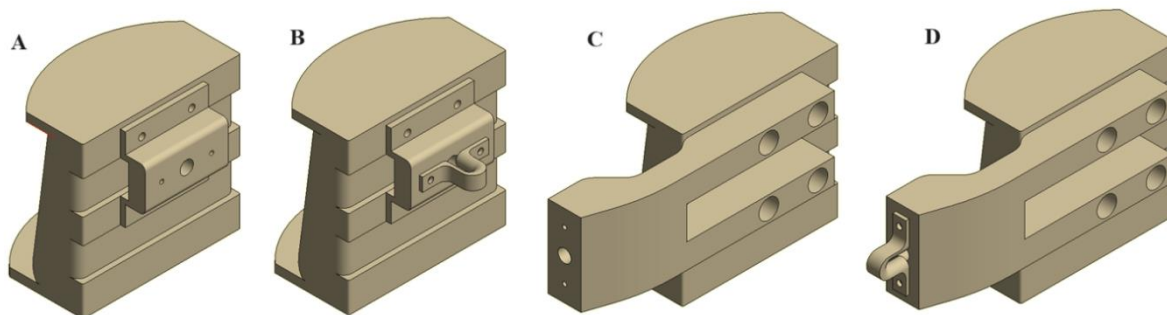


Rys. 86 Zmiana miejsca lokalizacji płytek PCB

10.2.1. Doświadczalna weryfikacja wytrzymałości prototypu

W ramach badań bezpieczeństwa i funkcjonalności fizycznego prototypu egzoszkieletu przeprowadzono doświadczalną weryfikację wytrzymałości konstrukcji urządzenia oraz sprawdzono dokładność pomiaru siły czujników urządzenia. W pracy doktorskiej część dotycząca weryfikacji pomiaru siły została pominięta.

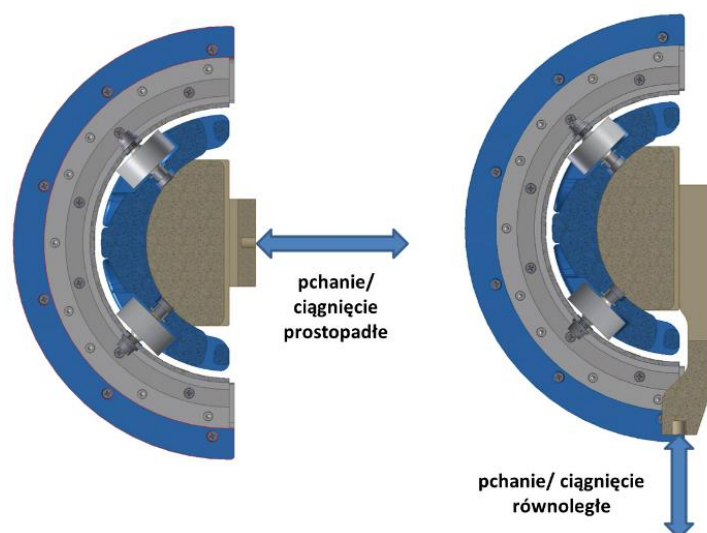
Weryfikacja wytrzymałościowa prototypu polegała na przyłożeniu siły o znanej wartości w miejscu styku egzoszkieletu z pacjentem i obserwacji zachowania się konstrukcji urządzenia. Uchwyt ramienia, uchwyt nadgarstka oraz rękojeść stanowiły miejsca przyłożenia siły. Pomędzy tymi elementami a konstrukcją egzoszkieletu zamontowano czujniki siły, pełniące dwie zasadnicze funkcje. Po pierwsze, w przypadku rehabilitacji czynnej, odpowiedzialne są za wyczuwanie intencji osoby rehabilitowanej, wzbudzając w określonym momencie jednostki napędowe do działania. Natomiast w przypadku ćwiczeń biernych pełnią funkcję bezpieczeństwa, śledząc wartości sił w poszczególnych miejscach, a w przypadku przekroczenia wartości krytycznej, inicjują zatrzymanie urządzenia. Właśnie z tych względów, testy weryfikacyjne odwzorowywały zjawisko pchania i ciągnięcia równoległego oraz prostopadłego do uchwytów. Aby umożliwić zadania takich sił, zaprojektowano i wykonano specjalne wkładki montowane w uchwytach, które pozwoliły na precyzyjne wymuszenie siłowe (Rys. 87).



Rys. 87 Wkładki uchwytu nadgarstka do wymuszenia siły pchania (A) i ciągnięcia (B) prostopadłego oraz pchania (C) i ciągnięcia (D) równoległego

Do badań egzoszkielek został przygotowany do pracy z prawą kończyną w pozycji równoległej do osi pionowej pacjenta. Urządzenie zostało ustawione na płaskiej powierzchni i utwierdzone do podłoża. Do pomiaru sił wykorzystano wzorcowany siłomierz cyfrowy, który został zamontowany na stole krzyżowym. Do tego celu zaprojektowano dedykowany uchwyt, który wykonano w technologii druku 3D. Natomiast, stół krzyżowy zainstalowano nieruchomo na wózku podnośnikowym, który pozwolił na wstępne ustawienie siłomierza w osi działania zakładanej siły, dostosowując go do odpowiedniej pozycji urządzenia. Dokładne ustawienie siłomierza względem urządzenia umożliwiła regulacja stołu krzyżowego. Przy jego pomocy była także wymuszana siła o konkretnej wartości. W zależności od mierzonej siły wykorzystywano odpowiednie końcówki siłomierza (hak, szpikulec, przedłużkę), umożliwiające kontakt z zaprojektowanymi wkładkami uchwytów.

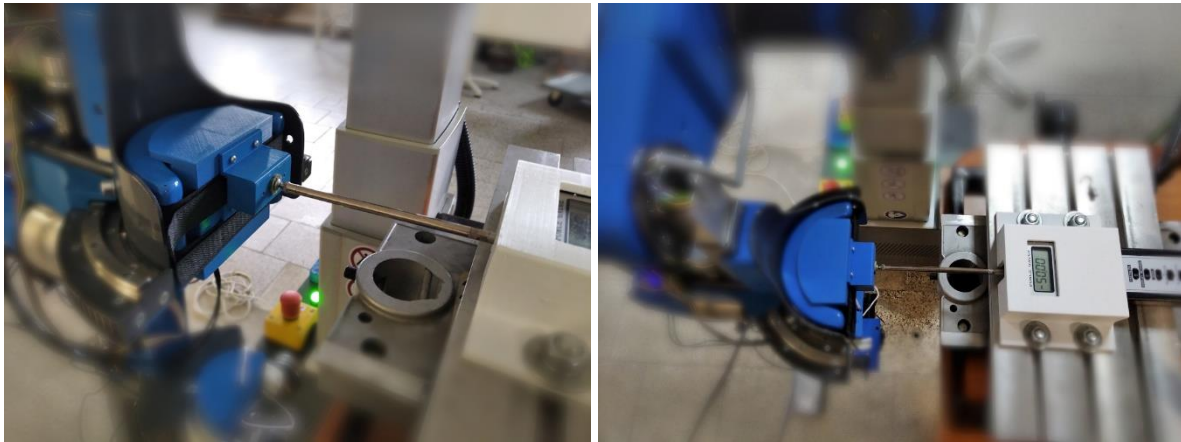
Badania rozpoczęto od przyłożenia sił do konstrukcji urządzenia w miejscu uchwytu ramienia. Siły przykładano w dwóch ustawieniach (prostopadle i równoległe) w dwóch różnych kierunkach (ciągąc i pchając), zgodnie z Rys. 88.



Rys. 88 Sposób przyłożenia sił do konstrukcji urządzenia w uchwycie ramiennym

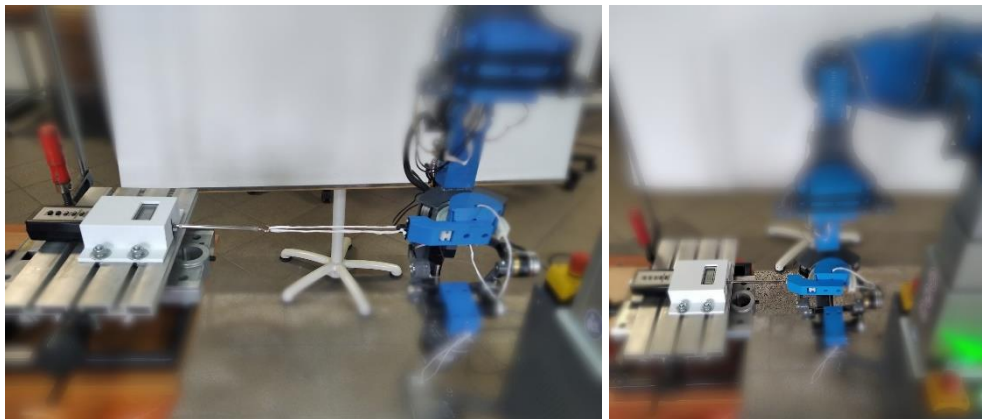
Test ten wykonano dla pięciu wartości siły: 5N, 10N, 30N, 50N oraz 75N, powtarzając go pięciokrotnie dla każdej z nich. Podczas każdego przyłożenia siły dokładnie obserwowano

zachowanie się konstrukcji, czy nie występują jakiegokolwiek niepokojące objawy. Następnie zwiększano wartość siły po pięciu powtórzeniach i powtarzano cały cykl. Na Rys. 89 przedstawiono jedną z prób zadania prostopadłej siły (pchanie) na uchwyt ramienia.



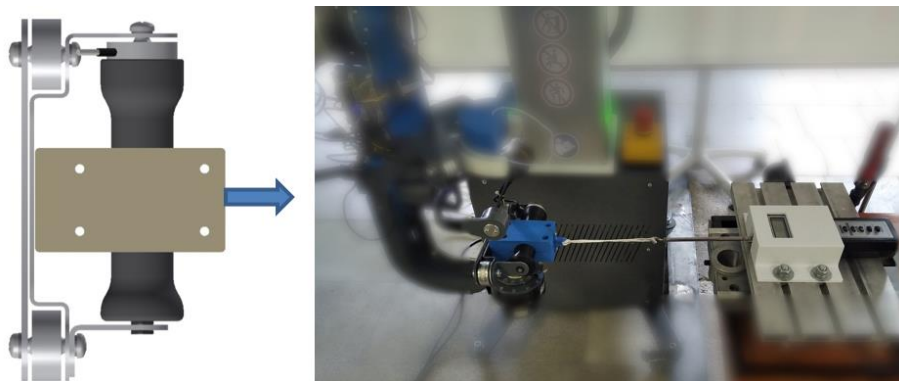
Rys. 89 Obciążenie prostopadłą siłą (pchanie) uchwytu ramienia egzoszkieletu

Podobne próby przeprowadzono w przypadku uchwytu nadgarstka dla sił o wartości: 5N, 10N, 20N, 30N oraz 50N. W tym przypadku podobnie jak dla uchwytu ramienia przeprowadzono łącznie 100 prób obciążenia siłowego. Poza obserwacją zachowania konstrukcji podczas zadawania siły i jej oględzinach po zakończeniu badania, rejestrowane były wartości sił zarejestrowane przez system sterowania urządzenia (czujniki siły), co, jak już wspomniano nie zostało omówione w ramach tej pracy. Na Rys. 90 przedstawiono próbę obciążenia siłą równoległą do uchwytu nadgarstka.



Rys. 90 Obciążenie równoległą siłą uchwytu nadgarstka: ciągnięcie (po lewej) i pchanie (po prawej)

Ostatnim testem wytrzymałościowym było zbadanie zachowania się urządzenia podczas obciążenia siłą rękojęści urządzenia. Z uwagi na jej konstrukcję, w tym przypadku przyłożenie sił było bardziej wymagające. Brak hamulców magnetycznych w obszarze dłoniowym urządzenia powodował problemy z utrzymaniem stabilnej pozycji tej części egzoszkieletu podczas prób. Testy zostały wykonane dla sił o wartości 3N, 5N, 10N oraz 20N. Próbę obciążenia- ciągnięcia prostopadłego rękojęści przedstawiono na Rys. 91.



Rys. 91 Obciążenie prostopadłą siłą (ciągnięcie) ręki egzoszkieletu

Przeprowadzona doświadczalna weryfikacja fizycznego prototypu egzoszkieletu do rehabilitacji kończyny górnej potwierdziła, że konstrukcja jest stabilna i dostatecznie wytrzymała. Przyłożone siły w trzech punktach styku pacjent-urządzenie o różnych wartościach nie spowodowały żadnych uszkodzeń ani trwałych odkształceń konstrukcji. Obserwacje optyczne potwierdziły brak jakichkolwiek negatywnych zmian konstrukcji egzoszkieletu, takich jak pęknięcia, poluzowania czy oderwanie się elementów. Dodatkowo, przeprowadzone testy wskazują na odpowiednią jakość połączeń mechanicznych oraz precyzję wykonania prototypu, co zwiększa jego potencjał produkcyjny oraz komercjalizacji. Wyniki badań potwierdzają, że prototyp spełnia wymagania mechaniczne i może być bezpiecznie używany.

10.3. Badania laboratoryjne

W związku z tym, że egzoszkielet traktowany jest jak wyrób medyczny, został on poddany badaniom bezpieczeństwa i funkcjonalnym w akredytowanym Laboratorium Badawczym LAB-ITAM. Badania zostały przeprowadzone przez pracowników laboratorium na podstawie programu badań opracowanego w ramach normy zakładowej przez konstruktorów urządzenia, w tym Doktoranta jako wiodącego konstruktora mechanika. Badania laboratoryjne obejmowały przede wszystkim badania bezpieczeństwa według normy PN-EN 60601-1: Medyczne urządzenia elektryczne – Część 1: Wymagania ogólne dotyczące bezpieczeństwa podstawowego oraz funkcjonowania zasadniczego. Urządzenie zostało sklasyfikowane i zweryfikowane na podstawie zapisów rozdziału 4 tej normy, które odnoszą się do wymagań ogólnych wyrobów medycznych. Same badania natomiast przeprowadzono zgodnie z wymaganiami określonymi w rozdziale 5. Zweryfikowano ochronę przed zagrożeniami elektrycznymi powodowanymi przez medyczne urządzenie elektryczne (urządzenie ME) przeprowadzając między innymi pomiar:

- impedancji i zdolności przewodzenia prądu (pkt 8.6.4 normy),

- prądów upływu i prądów pomocniczych pacjenta w temperaturze pracy urządzenia oraz po wilgotnościowym stabilizowaniu wstępnym (pkt 8.7.4.5-9 normy),
- wytrzymałości elektrycznej w temperaturze pracy urządzenia oraz po wilgotnościowym stabilizowaniu wstępnym (pkt 8.8.3 normy),
- powietrznych odstępów izolacyjnych dla części sieciowej.

Dokonano także sprawdzenia ochrony przed zagrożeniami mechanicznymi zgodnie z rozdziałem 9 normy. W ramach tych działań zweryfikowano szczeliny stref pułapkowych, a także oceniono zagrożenia wynikające z niestabilności: w pozycji transportowej, poza transportem oraz pod wpływem działania sił poziomych i pionowych. Obudowy i osłony urządzenia podano próbie nacisku, celem weryfikacji ich sztywności.

W laboratorium przeprowadzono również badania uzupełniające, wynikające z opracowanej normy zakładowej. Obejmowały one badanie:

- funkcji pomiaru siły dla czujników przy uchwycie ramienia, nadgarstka oraz rękojeści,
- weryfikacji wytrzymałościowej konstrukcji mechanicznej,
- funkcji pomiaru kąta bezwzględnego,
- funkcji kontroli kąta,
- zakresu regulacji wysokości kolumny,
- zakresu regulacji długości członu przedramienia,
- zakresu regulacji długości członu ramienia,
- działania wskaźników sygnalizujących stan urządzenia.

Prototyp urządzenia poddano także badaniom kompatybilności elektromagnetycznej EMC wykonane w pracowni EMC Instytutu. W ich ramach przeprowadzono ocenę:

- odporności na zaburzenia przewodzone, indukowane przez pola o częstotliwości radiowej zgodnie z PN-EN 61000-4-6:2014-04,
- odporności na serię szybkich elektrycznych stanów przejściowych zgodnie z PN-EN 61000-4-4:2013-05,
- odporności na udary zgodnie z PN-EN 61000-4-5:2014-10,
- odporności na zapady napięcia, krótkie przerwy i zmiany napięcia zgodnie z PN-EN 61000-4-11:2007,
- odporności na wyładowania elektrostatyczne zgodnie z PN-EN 61000-4-2:2011,
- emisji radioelektrycznych zaburzeń promieniowanych zgodnie z PN-EN 61000-4-20:2011,
- pomiaru poziomu napięć zaburzeń a zaciskach sieci zasilającej 230V AC zgodnie z PN-EN 55011:2016-05+A1:2017-06E.

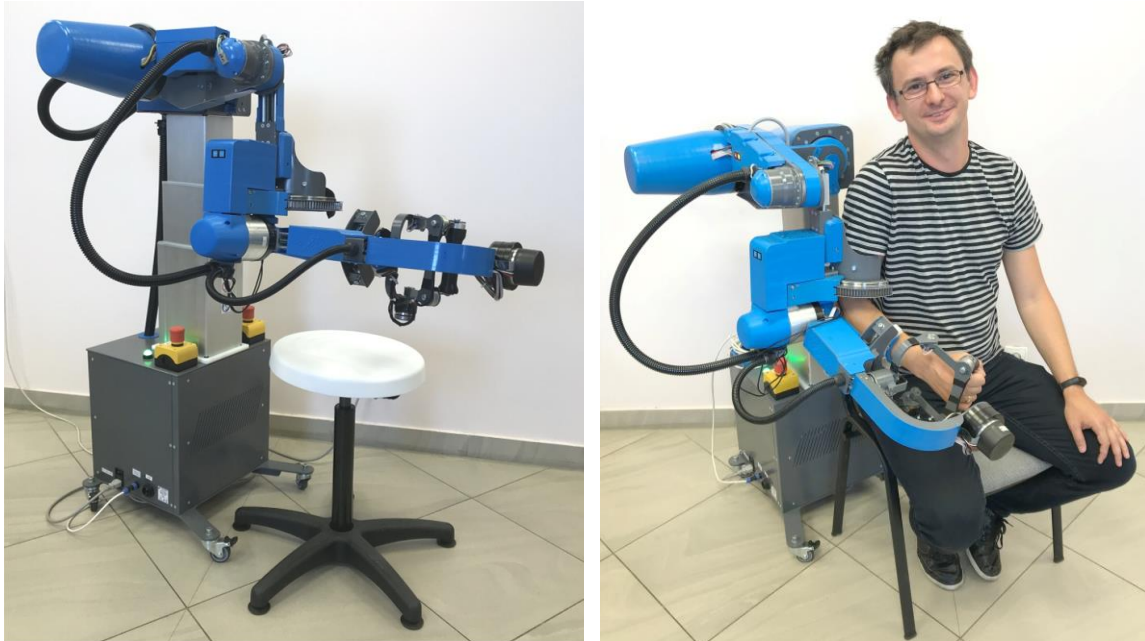
Przeprowadzone badania, zarówno inżynierskie, jak i laboratoryjne zidentyfikowały szereg, zazwyczaj drobnych, ale koniecznych modyfikacji, które musiały zostać wprowadzone do konstrukcji urządzenia. Te zmiany były niezbędne, aby spełnić wymagania bezpieczeństwa oraz zapewnić niezawodność działania urządzenia i zgodność z przyjętymi założeniami. Wprowadzenie tych modyfikacji umożliwiło pozytywne przeprowadzenie końcowych weryfikacji, co potwierdziło, że konstrukcja urządzenia spełnia kryteria funkcjonalności i bezpieczeństwa. W rezultacie uznano, że urządzenie jest nie tylko efektywne w działaniu, ale także bezpieczne dla użytkowników.

11. Wdrożenie

Wyniki przeprowadzonych badań i analiz oraz opracowane rozwiązania w ramach pracy doktorskiej przyczyniły się do stworzenia oryginalnego urządzenia – egzoszkieletu umożliwiającego terapię całej kończyny górnej obejmującej staw ramienny, łokciowy oraz nadgarstkowy. Powstałe urządzenie jest potwierdzeniem realizacji celu pracy (doktoratu wdrożeniowego) oraz jego implementacji do projektu realizowanego w Sieci Badawczej Łukasiewicz – Krakowskim Instytucie Technologicznym (wcześniej Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej) dla partnera zewnętrznego w ramach projektu nr POIR.01.02.00-00-0014/17 pod tytułem „Egzoszkieleł do wielopłaszczyznowej rehabilitacji kończyn górnych w środowisku wirtualnym z siłowym sprzężeniem zwrotnym”.

Urządzenie zbudowane na podstawie opracowanego w ramach doktoratu schematu łańcucha kinematycznego z odpowiednio dobranymi jednostkami napędowymi, zostało zweryfikowane w trakcie badań inżynierskich oraz w laboratorium akredytowanym. Wyniki tych badań potwierdziły prawidłowe działanie oraz spełnienie założonej funkcjonalności i wymagań normatywnych dotyczących bezpieczeństwa w aspekcie mechanicznym i elektrycznym urządzenia. Rolą Łukasiewicz – Krakowski Instytut Technologiczny było zaprojektowanie i zbudowanie prototypu urządzenia. Wyniki prac zostały odebrane przez partnera przemysłowego jako produkt zrealizowanego projektu - usługi badawczo-rozwojowej, stanowiąc potwierdzenie skutecznego wdrożenia. Aktualnie realizowane są dalsze prace, w wyniku których urządzenie zostanie wprowadzone na rynek. Trwa walidacja urządzenia w ośrodku rehabilitacyjnym. Urządzenie jest integrowane z systemami informatycznymi (takimi jak gry rehabilitacyjne), dopracowywane są również ostateczne scenariusze jego użycia. Działania te skutkują wprowadzaniem dalszych modyfikacji i poprawek usprawniających prace urządzenia. Trwają również prace przygotowawcze do certyfikacji urządzenia.

Opracowany egzoszkieleł został przedstawiony na Rys. 92. Przeznaczony jest on do rehabilitacji ruchowej zarówno prawej jak i lewej kończyny górnej. Konfiguracja urządzenia do rehabilitacji wybranej kończyny jest wykonywana automatycznie. Założeniem jego jest zastosowanie w celu przyśpieszenia procesu reedukacji oraz zwiększenia efektywności ruchowej umożliwiając rehabilitację osobom z zaburzeniami lub brakiem funkcji ruchowych. Dzięki zastosowaniu ćwiczeń opartych na zasadach biomechanicznych, urządzenie wspomaga wykształcenie fizjologicznego ruchu kończyny. Pozwala również na dostosowanie intensywności i poziomu trudności terapii do indywidualnych potrzeb pacjenta, co ma także sprzyjać zwiększeniu jego zaangażowania podczas rehabilitacji.



Rys. 92 Opracowany egzozskielet kończyny górnej

Egzozskielet posiada dwie podstawowe funkcje, odpowiadające różnym rodzajom ćwiczeń. Ćwiczenia bierne polegają na poruszaniu kończyną pacjenta a przy wykonywaniu ruchów w poszczególnych stawach zgodnie z zaprogramowaną w systemie sterowania trajektorią. Ruchy te są realizowane przy zastosowaniu momentów i prędkości mieszczących się w dopuszczalnych granicach, w zadanym czasie i liczbie powtórzeń. Programowanie ruchu odbywa się poprzez wymuszenie go na egzozskiecie przez terapeutę a następnie zapisanie tych ustawień w systemie. Z kolei ćwiczenia czynne obejmują przemieszczanie egzozskieletu za pomocą kończyny pacjenta, z ustawionymi wartościami oporów. Efekty tych ćwiczeń są wizualizowane w formie wirtualnie wykonywanych czynności, co ma na celu wspomaganie procesu rehabilitacji.

Urządzenie zostało odebrane i zaakceptowane przez partnera, co stanowi istotne osiągnięcie projektu realizowanego przez Instytut, jak i realizowanego doktoratu wdrożeniowego. Pełne wprowadzenie produktu na rynek będzie zwieńczeniem tych prac i kluczowym krokiem do jego komercjalizacji. Ze względu na bieżące działania i ustalenia z partnerem, szczegóły dotyczące konstrukcji urządzenia nie mogą być obecnie w pełni ujawnione, co wprowadziło pewne ograniczenia w przedstawieniu gotowego rozwiązania w ramach niniejszej pracy doktorskiej.

Efektami przeprowadzonych prac związanych z realizacją doktoratu wdrożeniowego, poza bezpośrednim zastosowaniem wyników badań naukowych w opracowanym rozwiązaniu egzozskieletu, jest także aktywność naukowa i publicystyczna Doktoranta. Podczas IX Konferencji „Machine Intelligence and Digital Interaction” w grudniu 2021 r., wygłoszony został referat pt. „Brief Overview Upper Limb Rehabilitation Robots”, który został opublikowany [53] w "Digital Interaction and Machine Intelligence". Natomiast w 2022 roku

podczas III Konferencji Naukowej "Advances in Applied Biomechanics" zaprezentowano referat pod tytułem „*Wielowariantowa analiza kinematyczna robota rehabilitacyjnego kończyny górnej*”. Praca została wyróżniona w konkursie na najlepszą pracę konferencyjną, zajmując III miejsce. Tematyka poruszona w tej pracy opublikowana została w 2024 roku w ramach artykułu naukowego [52] w czasopiśmie *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. Ponadto, zagadnienia dotyczące zaprojektowanego urządzenia stanowiły tematykę innych publikacji naukowych [33], [34], [35] oraz wygłoszonego referatu pod tytułem.: “*Numerical Analysis (FEA) of upper limb rehabilitation robot*” w ramach „Interdisciplinary Annual PhD Conference on Material Science and Innovative Technologies” w 2024 roku.

Doktorant w trakcie realizacji doktoratu wdrożeniowego aktywnie uczestniczył w życiu uczelni, wdrażając swoją wiedzę i doświadczenie podczas realizacji zajęć dydaktycznych. Prowadził zajęcia projektowe dla studentów II stopnia w Katedrze Biomechaniki Wydziału Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej w ramach przedmiotu „Projektowanie biomanipulatorów i bioprotez”, podczas których dzielił się swoją wiedzą i praktycznymi umiejętnościami zdobytymi podczas realizacji doktoratu. Pod jego opieką zrealizowana została praca inżynierska studenta Wydziału Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej, której tematem był „*Projekt chwytaka (końcówki) robota Universal Robots umożliwiającego rehabilitację kończyny górnej*”.

Doświadczenie w zakresie wdrażania prac badawczych Doktorant potwierdził również poprzez realizację projektów aplikacyjnych realizowanych równoległe z projektem doktorskim w ramach pracy w Instytucie:

- NeuroPlay - przenośne urządzenie treningowe bazujące na metodzie biofeedback, ukierunkowanej na wspieranie funkcjonowania poznawczego w procesie starzenia się. Komercjalizacja wyników projektu poprzez sprzedaż praw firmie IOT-Med przygotowanego do certyfikacji medycznej produktu projektu (2023r.) – współtwórca.
- Amulet – urządzenie mobilne do rejestracji pomiarów domowych metodą kardiografii impedancyjnej z możliwością transmisji danych z wykorzystaniem modułu GSM do wykorzystania w nowym modelu opieki medycznej chorych z niewydolnością serca. Wynik projektu przygotowany do komercjalizacji, w trakcie negocjacji z licencjobiorcą (2024r.) – współtwórca.
- Ventil - urządzenie mechatroniczne, przeznaczone do synchronicznej, niezależnej wentylacji płuc przy współpracy z respiratorem, w terapii oddechowej jednego pacjenta z niewydolnością oddechową oraz niesymetryczną patologią płuc. Wdrożenie w postaci certyfikowanego wyrobu medycznego (2020r.) - współtwórca, kierownik projektu.

W ramach realizacji projektu urządzenia "Ventil", Doktorant pełnił rolę kierownika, realizując projekt w kooperacji z Instytutem Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN. Jego znaczenie wynikało z potencjału wykorzystania jego wyników w postaci gotowego

urządzenia do walki z pandemią Covid-19. W czerwcu 2021 roku urządzenie Ventil zdobyło nagrodę główną w XXIII edycji konkursu Polski Produkt Przyszłości w kategorii „Produkt Przyszłości Instytucji Szkolnictwa Wyższego i Nauki” organizowanego przez Polską Agencję Rozwoju Przedsiębiorczości i Narodowe Centrum Badań i Rozwoju.

Dodatkowo w trakcie pracy w Instytucji, poza wymienionymi już aktywnościami, Doktorant współuczestniczył w realizacji innych projektów badawczo rozwojowych, między innymi o akronimach: TeleKaTeG (opracowanie systemu zdalnej opieki domowej z automatyczną oceną zagrożeń w ciąży wysokiego ryzyka z mobilnym monitorem przyjaznym dla matki i dziecka), ORT-100/ORT-MK (opracowanie urządzenia diagnostycznego do oceny postawy ciała i pomiarów ortopedycznych), EnviroPulmoGuard (opracowanie teleinformatycznego systemu interaktywnego monitorowania stanu zdrowia osób z chorobami układu oddechowego, w warunkach lokalnego środowiska, umożliwiającą wczesną prewencję i spersonalizowaną terapię) oraz CardioGuard (opracowanie tekstronicznego systemu nadzoru pacjentów z niewydolnością oddechową, sercowo-naczyniową oraz schorzeniami powiązаныmi, z wykorzystaniem nowoczesnych metod diagnostyki). Uczestniczył w licznych konferencjach naukowych, a także brał udział w opracowaniu publikacji naukowych nie będących bezpośrednio związanych z tematyką doktoratu [54].

W okresie studiów doktoranckich Doktorant wykazał się także aktywnością wdrożeniową w zakresie zabezpieczenia komercjalizowanych wartości intelektualnych w postaci zgłoszenia patentowego W.130297 („Opaska neurologiczna”) oraz uzyskania patentu P.243473 („Uchwyt zaciskowy tabletu z funkcją GSR”).

Działalność Doktoranta wskazuje, że jednocześnie z realizacją pracy doktorskiej wykazywał aktywność w licznych, innych działaniach badawczo-rozwojowych. Doświadczenie i wiedza zdobyte podczas realizacji doktoratu bezpośrednio przyczyniły się do rozwoju naukowego, umożliwiając poszerzenie kompetencji oraz zainteresowań w różnych obszarach badawczych.

12. Podsumowanie i wnioski

Aktualnie obserwowany światowy trend rozwoju przemysłowego (Przemysł 4.0), ukierunkowany jest na szerokie wykorzystywanie rozwiązań robotycznych, których zadaniem jest usprawnienia różnego rodzaju procesów. Inżynieria jest nieodzownym elementem przemysłu, a od kilkudziesięciu lat powiązana jest również z medycyną, wspierając procesy diagnostyczne oraz terapeutyczne. Obszar rehabilitacji medycznej również wymaga wprowadzania innowacyjnych rozwiązań, które ułatwią dostępność terapii dla pacjentów i zwiększają jej efektywność.'

W ramach realizacji doktoratu wdrożeniowego udało się osiągnąć zamierzony cel pracy doktorskiej i opracować oryginalne rozwiązanie konstrukcyjne egzoszkieletu, wykorzystując wyniki własnych badań naukowych i prac wdrożeniowych ujętych w Indywidualnym Planie Badawczym. Niniejsza praca doktorska obejmuje szeroki obszar tematyczny dotyczący procesu projektowania egzoszkieletu w zakresie konstrukcji mechanicznej, wskazując uporządkowaną metodologię postępowania. Nie ogranicza się jedynie do opisu przeprowadzonych badań, lecz stanowi w pewnym sensie schemat procesu projektowania podobnych zrobotyzowanych urządzeń rehabilitacyjnych.

W ramach pracy doktorskiej przedstawiono anatomie kończyny górnej wskazując na istotność funkcji jakie pełni ona w życiu codziennym człowieka. Dokonano przeglądu stanu techniki dotyczącego robotów rehabilitacyjnych całej kończyny górnej, wyszczególniając urządzenia studyjne oraz komercyjne. Wskazano na rozwiązania techniczne jakimi charakteryzują się poszczególne urządzenia. Przeprowadzono analizę potrzeb medycznych oraz opracowano założenia do zaprojektowania egzoszkieletu rehabilitacyjnego. Zwrócono szczególną uwagę, na klasyfikację takiego urządzenia jako wyrobu medycznego, wskazując związane z tym wymagania. Opisano badanie identyfikacyjne ruchów terapeutycznych, umożliwiające określenie wymaganej ruchliwości w poszczególnych stawach, a także pozwalające oszacować czas wykonywania poszczególnych ruchów, determinujący prędkości jakie muszą zapewnić elementy wykonawcze urządzenia podczas ich realizacji.

Kluczowe elementy doktoratu wdrożeniowego stanowiły prace nad wypracowaniem koncepcji optymalnego łańcucha kinematycznego, doбором odpowiednich jednostek napędowych oraz badania wytrzymałościowe zaproponowanej konstrukcji. W toku prowadzonych prac opracowano koncepcje schematów łańcucha kinematycznego, a na ich podstawie przygotowano cyfrowe modele badawcze (3D). Modele poddano analizie kinematycznej, co umożliwiło weryfikację zakresów ich ruchliwości. Badanie pozwoliło nie tylko wybrać rozwiązanie optymalne, ale także wykazało problemy związane z różnymi badanymi koncepcjami, dla których zaproponowano rozwiązania umożliwiające ich

eliminację. W pracy opisano rodzaje stosowanych jednostek napędowych w rozwiązaniach zrobotyzowanych, a następnie przeprowadzono proces ich doboru do zastosowania w egzoszkielecie rehabilitacyjnym. W tym celu przeprowadzono pomiary, obliczenia, ocenę wielokryterialną oraz analizy porównawcze. Wykonano analizy wytrzymałościowe, na podstawie których dobrano materiał elementów konstrukcyjnych urządzenia, a następnie dokonano weryfikacji konstrukcji. Przeprowadzono je dla kilku wariantów ustawienia urządzenia, dodatkowo porównując wyniki dla dwóch różnych koncepcji łańcucha kinematycznego. Dokonano także doświadczalnej weryfikacji wytrzymałościowej konstrukcji, przykładając siły o różnych wartościach w miejscach styku człowieka z urządzeniem. W ostatnim etapie procesu projektowania przygotowano dokumentację techniczną oraz dokonano doboru technologii wykonania poszczególnych elementów urządzenia, a także zbudowano prototyp urządzenia, który poddano badaniom walidacyjnym.

Opracowane w ramach pracy doktorskiej rozwiązanie oraz wyniki przeprowadzonych badań zostały wdrożone i umożliwiły skonstruowanie egzoszkieletu, który pozwala na terapię całej kończyny górnej. Funkcjonalność egzoszkieletu została potwierdzona poprzez odbiór prac przez partnera i fizjoterapeutę biorącego udział w projekcie. Ze względu na złożoność urządzenia posiada ono nadal potencjał do doskonalenia. Doktorant jest świadom tego potencjału, ale należy mieć na uwadze fakt, że w pewnym momencie trzeba zatrzymać proces projektowania i doskonalenia, wprowadzając urządzenie do obrotu, uznając jego aktualny stan za optymalny i akceptowalny. Przykładem długotrwałego procesu projektowania i wprowadzenia zmian jest referencyjne urządzenie Hocoma, co dowodzi, że proces projektowania i komercjalizacji tego rodzaju urządzeń jest długotrwały. Wprowadzanie modyfikacji wynikających ze zgłoszeń przyszłych użytkowników (fizjoterapeutów i pacjentów) czy rozszerzania funkcjonalności przewidziane zostały w ramach kolejnych wersji.

Opisane w ramach pracy doktorskiej badania i analizy stanowią istotny wkład w całościowy projekt urządzenia. Projektowanie egzoszkieletu wspierającego odzyskiwanie sprawności motorycznej jest wymagającym i skomplikowanym procesem. Poszczególne etapy projektowania wzajemnie się przenikają. Zazwyczaj każdy kolejny krok zależy od poprzednich, ale jednocześnie może prowadzić do modyfikacji już przyjętych rozwiązań, wymuszając zmiany na wcześniejszych etapach. W związku z tym projektowanie egzoszkieletu należy traktować jako proces iteracyjny. Tego rodzaju projekty są bardzo złożone i interdyscyplinarne obejmując pracę konstruktora mechanika, elektronika i informatyka. Wpływ na konstrukcje mają nie tylko mechaniczne aspekty, ale także założenia dotyczące elektronicznego układu sterowania, czy oprogramowania, dlatego projektowanie egzoszkieletu wymaga współpracy całego zespołu. Doktorant realizował prace dotyczące konstrukcji mechanicznej, pełniąc funkcję konstruktora mechanika, a jednocześnie wiodącego mechanika w ramach całego projektu. Poza opisanymi zadaniami i badaniami w pracy doktorskiej

zrealizowanych zostało znacznie więcej prac związanych z mechaniką. Dużym wyzwaniem było dostosowanie konstrukcji do wymagań sterowania. Umieszczenie rozproszonych na konstrukcji urządzenia modułów elektronicznych, w tym czujników siły (niezbędnych do sterowania), a także ułożenie przewodów było wymagającym zadaniem. Kolejnym wyzwaniem okazało się opracowanie osłon i obudów, tak aby spełniały wymagania norm dotyczących bezpieczeństwa użytkownika, między innymi poprzez eliminację stref pułapkowych. Praca doktorska opisuje tylko część rozwiązań jakie opracował Doktorant podczas projektowania urządzenia.

W ramach przyszłych prac planowane jest doskonalenie urządzenia, którego potencjał już teraz został zauważony. Kluczowe znaczenie będzie miało sprzężenie zwrotne (feedback) od użytkowników – zarówno pacjentów, jak i fizjoterapeutów po okresie dłuższego użytkowania. Opinie te pozwolą ocenić praktyczną użyteczność urządzenia oraz wskażą priorytety dalszego rozwoju. Walidacja umożliwi również potwierdzenie, że zastosowane kompromisowe rozwiązania konstrukcyjne były trafnie dobrane. Dotyczy to w szczególności rozwiązań wpływających na zwiększenie konkretnych zakresów ruchu, kosztem ograniczenia innych. Dalszy rozwój urządzenia będzie na pewno ukierunkowany przede wszystkim na zwiększenie jego ruchliwości, zależnej głównie od zastosowanej konstrukcji oraz napędów. Rynek napędów dynamicznie się rozwija, dlatego należy regularnie go monitorować w poszukiwaniu bardziej kompaktowych rozwiązań. Dobrane napędy zostały wybrane z pewnym nadmiarem mocy, co po walidacji może umożliwić na ich zmniejszenie. Kolejnym obszarem do doskonalenia jest miniaturyzacja pakietów PCB rozmieszczonych na konstrukcji. Mniejsze komponenty pozwolą przeprojektować konstrukcję urządzenia na bardziej smukłą i ergonomiczną. Istotnym aspektem jest także poprawa intuicyjności i płynności działania egzoszkieletu podczas realizacji ruchów złożonych, zależnej zarówno od układu sterowania, jak i odpowiedniej konstrukcji mechanicznej. Optymalizacja rozmieszczenia elementów, takich jak czujniki oraz ich precyzyjniejsze przekazywanie informacji do systemu sterowania przyczyni się do poprawy efektywności działania urządzenia. Przyszły rozwój urządzenia ukierunkowany zostanie również na zwiększenie jego uniwersalności, umożliwiając bardziej symetryczną rehabilitację prawej i lewej kończyny górnej oraz rehabilitację szerszej grupy pacjentów, w szczególności tych o większej masie ciała.

Rezultaty pracy doktorskiej mają duży potencjał do wykorzystania w innych projektach realizowanych w Instytucie. Obecnie w Instytucie dynamicznie rozwijana jest tematyka robotyki medycznej, której przejawem jest powstanie w ostatnim czasie grupy badawczej Robotyka Medyczna i Techniki Wytwarzania, której liderem jest doktorant. Próba komercjalizacji projektowanego urządzenia pozytywnie wpłynie na gospodarkę mobilizując inne podmioty gospodarcze do rozpoczęcia własnych badań i prób przygotowania propozycji zrobotyzowanych urządzeń rehabilitacyjnych. Dzięki takim

urządzeniom spodziewać się można poprawy efektywności i dostępności do rehabilitacji, czego efektem będzie odciążenie rehabilitantów, ustandaryzowanie procedur rehabilitacyjnych i obiektywna ocena jej skuteczności. Docelowo przełoży się to również na ograniczenie ilości osób niezdolnych do pracy oraz wydłużenie zdolności do aktywnego życia zawodowego wielu osób.

Bibliografia

- [1] Adler S. S., Beckers D., Buck M., Kokosz M., Górna E., Chudzińska M., *PNF w praktyce: ilustrowany przewodnik*, Wyd. 4 w pełni zaktualizowane. DB Publishing, 2014.
- [2] Batogowska A., Słowikowski J., *Dane antropometryczne do projektowania*. Prace i Materiały IWP, 1994.
- [3] Bochenek A., Reicher M., *Anatomia człowieka Tom 1*, 13. wyd. Księgarnia Medyczna PZWL, 2010.
- [4] Centralny Instytut Ochrony Pracy., *Atlas miar człowieka. Dane do projektowania i oceny ergonomicznej*.
- [5] Chydziański W., *Techniki kinezyterapeutyczne stosowane w rehabilitacji*, 1. wyd. w Rehabilitacja medyczna pod red. J. Kiwerskiego. 2005.
- [6] Colizzi L., Lidonnici A., Pignolo L., „*The ARAMIS project: A concept robot and technical design*”, *J Rehabil Med*, t. 41, nr 12, s. 1011–101, 2009, doi: 10.2340/16501977-0407.
- [7] Czechowski K., „*O potrzebie rehabilitacji kompleksowej*”, *Niepełnosprawność - zagadnienia, problemy, rozwiązania*, nr II/2016(19), 2016.
- [8] Dunaj J., Klimasara W., „*Rozwiązania sprzętowe i programowe w sterowaniu robotami rehabilitacyjnymi Renus*”, *PAR*, t. 18, nr 12, s. 100–115, 2014, doi: 10.14313/PAR_214/100.
- [9] Dunaj J., Klimasara W. J., Pilat Z., „*Human-Robot Interaction in the Rehabilitation Robot Renus-1*”, *ResearchGate*, 2017, doi: 10.1007/978-3-319-48923-0_39.
- [10] Frisoli A., „*Exoskeletons for upper limb rehabilitation*”, *Rehabilitation Robotics*, s. 75–87, 2018, doi: 10.1016/B978-0-12-811995-2.00006-0.
- [11] Frisoli A., Bergamasco M., Carboncini M. C., Rossi B., „*Robotic assisted rehabilitation in Virtual Reality with the L-EXOS*”, *Advanced Technologies in Rehabilitation*, s. 40–54, 2009, doi: 10.3233/978-1-60750-018-6-40.
- [12] Garcia D. A., Arredondo R., Morris M., Tosunoglu S., „*A review of rehabilitation strategies for stroke recovery*”, t. 11, 2012.
- [13] Głowiński S., „*Etapy modelowania egzoszkieletu*”, *Logistyka*, t. nr 6, 2014.
- [14] Głowiński S., „*Analiza położeń i przemieszczeń egzoszkieletu kończyny górnej*”, *TTS Technika Transportu Szynowego*, t. R. 20, nr 10, 2013.
- [15] Głowiński S., Pecolt S., „*Modelowanie kinematyki bezpośredniej egzoszkieletu kończyny górnej*”, *TTS Technika Transportu Szynowego*, t. R. 19, nr 9, 2012.
- [16] Gopura R. A. R. C., Kiguchi K., „*Mechanical designs of active upper-limb exoskeleton robots: State-of-the-art and design difficulties*”, 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, s. 178–187, 2009, doi: 10.1109/ICORR.2009.5209630.
- [17] Gopura R. A. R. C., Kiguchi K., Li Y., „*SUEFUL-7: A 7DOF upper-limb exoskeleton robot with muscle-model-oriented EMG-based control*”, 2009 IEEE/RSJ International

- Conference on Intelligent Robots and Systems, s. 1126–1131, 2009, doi: 10.1109/IROS.2009.5353935.
- [18] Grabowska A., „*Narodziny i rozwój rehabilitacji*”, *Archiwum Historii i Filozofii Medycyny*, t. 78, s. 40–50, 2015.
- [19] Gunasekara M., Gopura R., Jayawardena S., „*6-REXOS: Upper Limb Exoskeleton Robot with Improved pHRI*”, *International Journal of Advanced Robotic Systems*, maj 2017, doi: 10.5772/60440.
- [20] Hillman M., „*Rehabilitation robotics from past to present - a historical perspective*”, undefined, 2003.
- [21] Housman S. J., Le V., Rahman T., Sanchez R. J., Reinkensmeyer D. J., „*Arm-Training with T-WREX After Chronic Stroke: Preliminary Results of a Randomized Controlled Trial*”, 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, s. 562–568, 2007, doi: 10.1109/ICORR.2007.4428481.
- [22] Huang V. S., Krakauer J. W., „*Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective*”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, t. 6, nr 1, s. 5, luty 2009, doi: 10.1186/1743-0003-6-5.
- [23] Hughes C., Hughes T., *Programowanie robotów: sterowanie pracą robotów autonomicznych*. Helion, 2017.
- [24] Islam M. R., Spiewak C., Rahman M. H., Farih R., „*A Brief Review on Robotic Exoskeletons for Upper Extremity Rehabilitation to Find the Gap between Research Prototype and Commercial Type*”, *Adv Robot Autom*, t. 06, nr 03, 2017, doi: 10.4172/2168-9695.1000177.
- [25] Jonak J., *Komputerowo wspomagane projektowanie maszyn. Cz. 1.* w Monografie / Politechnika Lubelska. Lublin: Politechnika Lubelska, 2016.
- [26] Karwat I. D., Skwarcz A., „*Rehabilitacja medyczna – jej cele, założenia i znaczenie praktyczne*”, *Postępy Nauk Medycznych*, s. 61–69, 2020.
- [27] Keller U., Riener R., „*Design of the Pediatric Arm Rehabilitation Robot ChARMin*”, sie. 2014, doi: 10.5167/UZH-101533.
- [28] Kim B., Deshpande A. D., „*An upper-body rehabilitation exoskeleton Harmony with an anatomical shoulder mechanism: Design, modeling, control, and performance evaluation*”, *The International Journal of Robotics Research*, 2017, doi: 10.1177/0278364917706743.
- [29] Klimasara W. J., Dunaj J., Stempniak P., Pilat Z., „*Zrobotyzowane systemy RENUS-1 oraz RENUS-2 do wspomaganie rehabilitacji ruchowej po udarach mózgu*”, *Prace Naukowe Politechniki Warszawskiej. Elektronika*, t. z. 175, t. 1, s. 55–62, 2010.
- [30] Maciejasz P., Eschweiler J., Gerlach-Hahn K., Jansen-Troy A., Leonhardt S., „*A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation*”, *J NeuroEngineering Rehabil*, t. 11, nr 1, s. 3, 2014, doi: 10.1186/1743-0003-11-3.

- [31] Mehrholz J., Pollock A., Pohl M., Kugler J., Elsner B., „*Systematic review with network meta-analysis of randomized controlled trials of robotic-assisted arm training for improving activities of daily living and upper limb function after stroke*”, J NeuroEngineering Rehabil, t. 17, nr 1, s. 83, 2020, doi: [10.1186/s12984-020-00715-0](https://doi.org/10.1186/s12984-020-00715-0).
- [32] Michnik A., Brandt J., Szczurek Z., Bachorz M., Paszenda Z., Michnik R., Jurkojć J., Rycerski W., Janota J., „*Rehabilitation Robot Prototypes Developed by the ITAM Zabrze*”, Archive of Mechanical Engineering, t. 61, nr 3, s. 433–444, 2014, doi: [10.2478/meceng-2014-0024](https://doi.org/10.2478/meceng-2014-0024).
- [33] Michnik A., Michnik R., Sobiech M., „*Analysis of the Impact of Using a Non-real-Time Operating System on the Quality of the Rehabilitation Robot Control*”, Springer, s. 207–214, 2024, doi: [10.1007/978-3-031-52382-3_23](https://doi.org/10.1007/978-3-031-52382-3_23).
- [34] Michnik A., Sobiech M., Wołoszyn J., Urzeniczok M., Sobotnicki A., Kowolik R., Cygoń K., „*ARM-200 - Upper Limb Rehabilitation Robot*”, Innovations in Biomedical Engineering, s. 341–349, 2023, doi: [10.1007/978-3-030-99112-8_34](https://doi.org/10.1007/978-3-030-99112-8_34).
- [35] Michnik A., Wołoszyn J., Sobiech M., Nowak G., „*Rehabilitation robot for upper limbs*”, DEStech Transactions on Computer Science and Engineering, t. no. 2, 2019, doi: [10.12783/dtcse/fe2019/30676](https://doi.org/10.12783/dtcse/fe2019/30676).
- [36] Michnik R., Jurkojć J., Rak Z., Mężyk A., Paszenda Z., Rycerski W., Janota J., Brandt J., „*Analiza kinematyki ruchów kończyny górnej podczas wykonywania ćwiczeń rehabilitacyjnych metodą PNF*”, Wydaw. Katedry Mechaniki Stosowanej, 2008.
- [37] Mikołajewska E., Mikołajewski D., „*Wykorzystanie robotów rehabilitacyjnych do usprawniania*”, Niepełnosprawność – zagadnienia, problemy, rozwiązania, nr 4(9), 2013.
- [38] Mikołajewska E., Mikołajewski D., „*Nowoczesne rozwiązania techniczne w usprawnianiu funkcji kończyn górnych*”, Annales Academiae Medicae Silesiensis, t. 4, nr 66, s. 34–40, 2012.
- [39] Mitkovski I., „*Biomechanical Principles of Shoulder Joint as a Basis of Post Fracture Endoprosthesis Replacement*”, J of IMAB, t. 26, nr 1, s. 2910–2915, luty 2020, doi: [10.5272/jimab.2020261.2910](https://doi.org/10.5272/jimab.2020261.2910).
- [40] Morone G., Palomba A., Martino Cinnera A., Agostini M., Aprile I., Arienti C., Paci M., Casanova E., Marino D., La Rosa G., Bressi F., Sterzi S., Gandolfi M., Giansanti D., Perrero L., Battistini A., Miccinilli S., Filoni S., Sicari M., Petrozzino S., Solaro C. M., Gargano S., Benanti P., Boldrini P., Bonaiuti D., Castelli E., Draicchio F., Falabella V., Galeri S., Gimigliano F., Grigioni M., Mazzoleni S., Mazzon S., Molteni F., Petrarca M., Picelli A., Posteraro F., Senatore M., Turchetti G., Straudi S., „*Systematic review of guidelines to identify recommendations for upper limb robotic rehabilitation after stroke*”, Eur J Phys Rehabil Med, t. 57, nr 2, maj 2021, doi: [10.23736/S1973-9087.21.06625-9](https://doi.org/10.23736/S1973-9087.21.06625-9).
- [41] Nef T., Mihelj M., Colombo G., Riener R., „*ARMin - robot for rehabilitation of the upper extremities*”, Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and

- Automation, 2006. ICRA 2006., s. 3152–3157, 2006, doi: 10.1109/ROBOT.2006.1642181.
- [42] Nef T., Mihelj M., Kiefer G., Perndl C., Muller R., Riener R., „ARMin - Exoskeleton for Arm Therapy in Stroke Patients”, 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, s. 68–74, 2007, doi: 10.1109/ICORR.2007.4428408.
- [43] Nef T., Mihelj M., Riener R., „ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy”, Med Bio Eng Comput, t. 45, nr 9, s. 887–900, 2007, doi: 10.1007/s11517-007-0226-6.
- [44] Oliveira A. C. de, Rose C. G., Warburton K., Ogden E. M., Whitford B., Lee R. K., Deshpande A. D., „Exploring the Capabilities of Harmony for Upper-Limb Stroke Therapy”, 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), s. 637–643, 2019, doi: 10.1109/ICORR.2019.8779558.
- [45] Park H.-S., Ren Y., Zhang L.-Q., „IntelliArm: An exoskeleton for diagnosis and treatment of patients with neurological impairments”, 2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, s. 109–114, 2008, doi: 10.1109/BIOROB.2008.4762876.
- [46] Paulsen F., Waschke J., Sobotta. *Atlas Anatomii Człowieka. Tom 1*, 4. wyd. ELSEVIER, URBAN & FISCHER, 2010.
- [47] Pirondini E., Coscia M., Marcheschi S., Roas G., Salsedo F., Frisoli A., Bergamasco M., Micera S., „Evaluation of the effects of the Arm Light Exoskeleton on movement execution and muscle activities: a pilot study on healthy subjects”, J NeuroEngineering Rehabil, t. 13, nr 1, s. 9, 2016, doi: 10.1186/s12984-016-0117-x.
- [48] Qassim H. M., Wan Hasan W. Z., „A Review on Upper Limb Rehabilitation Robots”, Applied Sciences, t. 10, nr 19, s. 6976, 2020, doi: 10.3390/app10196976.
- [49] Ruffaldi E., Barsotti M., Leonardis D., Bassani G., Frisoli A., Bergamasco M., „Evaluating Virtual Embodiment with the ALEx Exoskeleton”, Haptics: Neuroscience, Devices, Modeling, and Applications, s. 133–140, 2014, doi: 10.1007/978-3-662-44193-0_18.
- [50] Saerens E., Crispel S., Lopez Garcia P., Verstraten T., „Scaling laws for robotic transmissions”, ResearchGate, 2019, doi: 10.1016/j.mechmachtheory.2019.06.027.
- [51] Seta Z., „eSezam -Otwarte Zasoby Edukacyjne Politechniki Warszawskiej”, Aktory pneumatyczne i hydrauliczne w robotyce i sterowaniu procesami. Dostęp: 9 sierpień 2024. [Online]. Dostępne na: <https://esezam.okno.pw.edu.pl/course/index.php?categoryid=1>
- [52] Sobiech M., Michnik A., Chuchnowska I., Karpziel I., Wolański W., „Multivariate Analysis of the Kinematics of an Upper Limb Rehabilitation Robot”, Acta Bioeng Biomech, t. 26, nr 1, 2024, doi: 10.37190/ABB-02386-2024-02.
- [53] Sobiech M., Wolański W., Karpziel I., „Brief Overview Upper Limb Rehabilitation Robots/Devices”, Digital Interaction and Machine Intelligence, s. 286–297, 2022, doi: 10.1007/978-3-031-11432-8_29.

- [54] Sobotnicka E., Karpiel I., Sobiech M., „*Review of Innovative Virtual Reality Solutions Supporting the Rehabilitation of Covid-19 Patients*”, *Innovations in Biomedical Engineering* 2023, t. 875, s. 68–76, 2024, doi: 10.1007/978-3-031-52382-3_8.
- [55] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M., Głowacka A., *Biomechanika narządu ruchu człowieka: praca zbiorowa*. Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczno-Technologiczny, Politechnika Śląska; Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji - PIB, 2011.
- [56] Turchetti G., Vitiello N., Trieste L., Romiti S., Geisler E., Micera S., „*Why Effectiveness of Robot-Mediated Neurorehabilitation Does Not Necessarily Influence Its Adoption*”, *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, t. 7, s. 143–153, 2014, doi: 10.1109/RBME.2014.2300234.
- [57] Wiesława Ł. Nowacka., „*Antropometria jako narzędzie w projektowaniu*”, 2008.
- [58] World Health Organization., *Strengthening rehabilitation in health systems*. 2023. [Online]. Dostępne na: <https://www.who.int/>
- [59] World Health Organization., *World report on disability*. 2011. [Online]. Dostępne na: <https://www.who.int/>
- [60] World Health Organization., <https://www.who.int/>.
- [61] *Arm & Hand - Hocoma*. Dostęp: 4 styczeń 2023. [Online]. Dostępne na: <https://www.hocoma.com/solutions/arm-hand/>
- [62] *ALEX - Wearable Robotics*. Dostęp: 4 styczeń 2023. [Online]. Dostępne na: <http://www.wearable-robotics.com/kinetek/products/alex/>
- [63] „*Rozporządzenie Parlamentu Europejskiego i Rady (UE) 2017/ 745 - z dnia 5 kwietnia 2017 r. - w sprawie wyrobów medycznych, zmiany dyrektywy 2001/ 83/ WE, rozporządzenia (WE) nr 178/ 2002 i rozporządzenia (WE) nr 1223/ 2009 oraz uchylecia dyrektyw Rady 90/ 385/ EWG i 93/ 42/ EWG*”.

Spis rysunków

Rys. 1	Struktura anatomiczna kończyny górnej człowieka [46].....	13
Rys. 2	Obręcz kołczy górnej prawej [46].....	14
Rys. 3	Staw ramienny [46].....	15
Rys. 4	Staw łokciowy [46].....	15
Rys. 5	Stawy nadgarstka [46].....	16
Rys. 6	Budowa mięśnia szkieletowego na przykładzie mięśnia ramiennego [46].....	16
Rys. 7	Typy dźwigni w kończynie górnej [46].....	17
Rys. 8	Płaszczyzny ciała człowieka : czołowa (a), strzałkowa (b) oraz poprzeczna (c) [39]..	19
Rys. 9	Zakresy ruchu w stawie ramiennym w płaszczyznach czołowej (a), strzałowej (b) i poprzecznej (c) [46].....	20
Rys. 10	Zakres ruchów w stawie łokciowym w płaszczyźnie strzałkowej (a) i poprzecznej (b) [46].....	21
Rys. 11	Zakres ruchu w obrębie nadgarstka w płaszczyźnie czołowej (a) i strzałkowej (b) [46]	21
Rys. 12	Struktura mechaniczna robota ARMin [43].....	27
Rys. 13	Moduł obrotowy ramienia do wewnętrznego/zewnętrznego obrotu barku [6]. Silnik prądu stałego napędzający przekładnię Harmonic Drive z podłączonym wałem wyjściowym.....	28
Rys. 14	Schemat kinematyczny manipulatora systemu RENU-1 [29]	29
Rys. 15	Rozmieszczenie stopni swobody w urządzeniu IntelliArm [45]	30
Rys. 16	Mechanizm napędzania stawu barkowego wykorzystujący system cięgien [45]	30
Rys. 17	Robot rehabilitacyjny ARM-100 (źródła własne Łukasiewicz-KIT)	31
Rys. 18	Dwuramienny egzoskielet Harmony [28]	32
Rys. 19	Urządzenie Armeo®Power [61]	35
Rys. 20	Urządzenie Armeo®Spring [61]	35
Rys. 21	Urządzenie rehabilitacyjne ALEx firmy Kinetek [62].....	36
Rys. 22	Oprzyrządowanie i schemat stanowiska do badania metodą fotogrametryczną.....	52
Rys. 23	Oznaczenia i położenia markerów na stanowisku pomiarowym	53
Rys. 24	Przyjęty w badaniu układ współrzędnych.....	53
Rys. 25	Sekwencja zarejestrowana dla ruchu zginania grzbietowego i dłoniowego w stawie nadgarstkowym.....	54
Rys. 26	Ruch zginania grzbietowego i dłoniowego w stawie nadgarstkowym: A) zarejestrowane położenia markerów, B) trajektorie wybranych markerów w trakcie trwania ruchu	55
Rys. 27	Przemieszczenie punktów antropometrycznych (markerów) zarejestrowane w poszczególnych osiach podczas wykonywanego ruchu zginania dłoniowego i grzbietowego w nadgarstku.....	55

Rys. 28 Przesunięcie punktów antropometrycznych (markerów) podczas wykonywanego ruchu zginania dłoniowego i grzbietowego nadgarstka w płaszczyźnie A) XY, B) XZ oraz C) ZY	56
Rys. 29 Zmiany wartości kąta (wykres po lewej) oraz prędkości kątowej (wykres po prawej) w stawie nadgarstkowym podczas zginania grzbietowo- dłoniowego	56
Rys. 30 Sekwencja zarejestrowana dla ruchu złożonego - ruch z pozycji „ręka sięga do przeciwnej kieszeni” do pozycji „schowanie dłoni za potylicę”	58
Rys. 31 Ruch złożony 2: A) zarejestrowane położenia markerów, B) trajektorie wybranych markerów w trakcie trwania ruchu	58
Rys. 32 Przesunięcie punktów antropometrycznych (markerów) zarejestrowane w poszczególnych osiach podczas wykonywanego ruchu złożonego 2 w stawie ramiennym (A), łokciowym (B) i nadgarstkowym (C)	59
Rys. 33 Przesunięcie punktów antropometrycznych (markerów) w płaszczyźnie XY podczas wykonywanego ruchu	59
Rys. 34 Zmiany wartości kąta (wykres po lewej) oraz prędkości kątowej (wykres po prawej) w stawie ramiennym odpowiadająca zginaniu i prostowaniu podczas realizacji ruchu złożonego 2 – ruch tam i z powrotem.....	60
Rys. 35 A) Wzorcowe trajektorie markerów dla ruchu złożonego 2. B) Uśredniony przebieg zmiany wartości kąta zgięcia w stawie barkowym (czerwona linia oznacza wartość uśrednioną, a szare pole przedstawia zakres zmian)	60
Rys. 36 Zaproponowane koncepcje podstawy P1, P2 oraz P3.....	65
Rys. 37 Schemat kinematyczny (po lewej) i cyfrowy model (po prawej) koncepcji K1 egzoszkieletu	67
Rys. 38 Schemat kinematyczny (po lewej) i cyfrowy model (po prawej) koncepcji K2 egzoszkieletu	67
Rys. 39 Schemat kinematyczny (po lewej) i cyfrowy model (po prawej) koncepcji K3 egzoszkieletu	68
Rys. 40 Model egzoszkieletu z 7 stopniami swobody [14].....	70
Rys. 41 Rozmieszczenie stopni swobody [30].....	70
Rys. 42 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas ruchu przywodzenia oraz odwodzenia w stawie barkowym [52]	71
Rys. 43 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas ruchu poziomego odwodzenia i przywodzenia w stawie ramiennym w płaszczyźnie poprzecznej.....	72
Rys. 44 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas ruchu zginania i prostowania w stawie ramiennym w płaszczyźnie strzałkowej	73
Rys. 45 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas rotacji wewnętrznej i zewnętrznej w stawie ramiennym w płaszczyźnie strzałkowej [52].....	74
Rys. 46 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas zginania i prostowania w stawie łokciowym	74

Rys. 47 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas ruchu rotacji przedramienia	75
Rys. 48 Wizualizacja koncepcji K1-K3 podczas ruchów w stawie nadgarstkowym: zgięcie dłoniowe i grzbietowe (A) oraz zgięcie łokciowe i promieniowe (B)	76
Rys. 49 Pozycje skrajne rotacji wewnętrznej i zewnętrznej w stawie ramiennego w przypadku koncepcji K2 [52]	77
Rys. 50 Koncepcja K2 - problematyczny ruch	77
Rys. 51 Koncepcja K2: propozycja rozwiązania problematycznych ruchów – przesunięcie mocowania prowadnicy	78
Rys. 52 Koncepcja K2: propozycja rozwiązania problematycznych ruchów - zamknięcie prowadnicy łukowej	79
Rys. 53 Koncepcja K2: propozycja rozwiązania problematycznych ruchów - wprowadzenie w ruch prowadnicy/zębatki przy unieruchomieniu „wózka”	79
Rys. 54 Koncepcja K1: propozycja rozwiązania problematycznych ruchów – zwiększenie zakresu ruchu odwodzenia.....	80
Rys. 55 Wykresy obrazujące osiągnięty zakres ruchu w odniesieniu do normy ISOM (kolor szary)	82
Rys. 56 Rodzaje elementów wykonawczych stosowane w egzozszkieletach	85
Rys. 57 Elementy szczotkowego (z lewej) i bezszczotkowego (z prawej) silnika prądu stałego[23]	86
Rys. 58 Mięsień pneumatyczny i jego praca pod ciśnieniem ($p_1 < p_2 < p_3$) [51].....	87
Rys. 59 Rodzaje przekładni mechanicznych stosowane w egzozszkieletach	87
Rys. 60 Budowa jednostopniowej przekładni planetarnej [25].....	88
Rys. 61 Budowa przekładni harmoniczej [50]	89
Rys. 62 Rozmieszczenie napędów w konstrukcji egzozszkieletu.....	90
Rys. 63 Maksymalne średnie wartości momentów sił mięśniowych podczas zginania i prostowania w stawie łokciowym i ramiennym[8]	92
Rys. 64 Elementy składowe napędu ①	96
Rys. 65 Porównanie rozwiązania R1 z R6 dla napędu ①.....	98
Rys. 66 Przygotowany model urządzenia do analizy wytrzymałościowej	102
Rys. 67 Model dyskretny egzozszkieletu – element skończony SOLID187. Widok całościowy (A) oraz widok na część okolicy uchwytu ramienia (B)	104
Rys. 68 Przyjęte warunki brzegowe dla dwóch wariantów ustawienia urządzenia	106
Rys. 69 Mapy naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera-von Misesa uzyskane dla wariantu III materiału i ustawienia 1 (po lewej) oraz ustawienia 2 (po prawej)	107
Rys. 70 Mapy przemieszczeń uzyskane dla wariantu materiału III i ustawienia 1 (po lewej) oraz ustawienia 2 (po prawej).....	107
Rys. 71 Przyjęte warianty ustawienia urządzenia do obliczeń numerycznych	109
Rys. 72 Obszary poddane szczegółowej analizie wytrzymałościowej	110

Rys. 73 Mapy naprężeń zredukowanych i przemieszczeń uogólnionych – wariant ustawienia 3	110
Rys. 74 Wykres maksymalnych naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera-von Missesa w analizowanych obszarach urządzenia dla poszczególnych wariantów jego ustawienia	112
Rys. 75 Zmodyfikowany element po analizach numerycznych.....	113
Rys. 76 Obszary podane szczegółowej analizie (koncepcja K2).....	114
Rys. 77 Mapy naprężeń zredukowanych i przemieszczeń wypadkowych uzyskane dla wariantu ustawienia 3 (koncepcja K2)	114
Rys. 78 Porównanie maksymalnych przemieszczeń uzyskane dla koncepcji K1 oraz K2....	115
Rys. 79 Porównanie maksymalnych naprężeń zredukowanych uzyskane dla koncepcji K1 oraz K2	115
Rys. 80 Wstępne koncepcje konstrukcji uchwyty ramienia.....	118
Rys. 81 Element konstrukcji egzozszkieletu wraz z modelem cyfrowym oraz rysunkiem wykonawczym detalu wchodzącego w jego skład	119
Rys. 82 Jedna z osłon prototypu wykonana w technologii druku 3D	120
Rys. 83 Modyfikacja elementu urządzenia ułatwiająca montaż okablowania (po lewej)	120
Rys. 84 Badanie inżynierskie prototypu urządzenia	122
Rys. 85 Zmodyfikowany człon przedramienia	123
Rys. 86 Zmiana miejsca lokalizacji płytek PCB	124
Rys. 87 Wkładki uchwyty nadgarstka do wymuszenia siły pchania (A) i ciągnięcia (B) prostopadłego oraz pchania (C) i ciągnięcia (D) równoległego	125
Rys. 88 Sposób przyłożenia sił do konstrukcji urządzenia w uchwycie ramiennym.....	125
Rys. 89 Obciążenie prostopadłą siłą (pchanie) uchwyty ramienia egzozszkieletu.....	126
Rys. 90 Obciążenie równoległą siłą uchwyty nadgarstka: ciągnięcie (po lewej) i pchanie (po prawej)	126
Rys. 91 Obciążenie prostopadłą siłą (ciągnięcie) rękojeści egzozszkieletu	127
Rys. 92 Opracowany egzozszkielet kończyny górnej.....	132

Spis tabel

Tab. 1 Zestawienie cech antropometrycznych kończyny górnej	19
Tab. 2 Porównanie wartości zakresów ruchu pochodzących z literatury z normą ISOM	22
Tab. 3 Zestawienie napędów poszczególnych osi urządzenia ARMin (opracowano na podstawie [42], [43])	27
Tab. 4 Zakres ruchów przestrzennych urządzenia Arneo®Power (wersja 1.0) [61]	34
Tab. 5 Charakterystyka wybranych robotów służących do rehabilitacji kończyny górnej.....	37
Tab. 6 Harmonogram realizacji pracy doktorskiej zamieszczony w Indywidualnym Planie Badawczym	42
Tab. 7 Zestawienie wyznaczonych do badania ruchów prostych	54
Tab. 8 Zestawienie wyznaczonych do badania ruchów złożonych.....	57
Tab. 9 Ocena spełnienia kryteriów przez koncepcje łańcucha kinematycznego	81
Tab. 10 Zestawienie wyznaczonych zakresów ruchu względem normy ISOM	82
Tab. 11 Zestawienie zespołów napędowych do realizacji ruchów egzoszkieletu.....	89
Tab. 12 Wyznaczone momenty napędowe oraz czasy realizacji pełnego zakresu ruchów dla poszczególnych jednostek napędowych	93
Tab. 13 Rozważane rozwiązania dla napędu 1 (silnik + przekładnia).....	94
Tab. 14 Wyznaczenie istotności kryteriów oceny.....	95
Tab. 15 Wyniki oceny wielokryterialnej jednostki napędowej ①.....	96
Tab. 16 Porównanie stawianych założeń projektowych dla napędu nr ①, a wybranym rozwiązaniem konstrukcyjnym.....	97
Tab. 17 Zestawienie wybranych napędów	99
Tab. 18 Założone gęstości elementów uproszczonych	103
Tab. 19 Właściwości materiałowe wykorzystane w obliczeniach numerycznych.....	105
Tab.20 Ciężar segmentów kończyny górnej uwzględniony w modelu obliczeniowym	105
Tab. 21 Zestawienie wyników obliczeń numerycznych	107
Tab. 22 Zestawienie maksymalnych wartości przemieszczeń i naprężeń zredukowanych ...	111
Tab. 23 Zestawienie maksymalnych wartości naprężeń zredukowanych w analizowanych obszarach	112
Tab. 24 Wyniki analiz numerycznych uzyskane dla koncepcji K2	115
Tab. 25 Zweryfikowane osiągnięte położenia kątowe w poszczególnych parach kinematycznych.....	122