

POLITECHNIKA WARSZAWSKA

W Y D Z I A Ł M E C H A T R O N I K I

Rozprawa doktorska

mgr inż. Dymitr Osiński

**Badanie parametrów ruchu złożonego kończyny dolnej
w celu rozbudowy robota ortotycznego o moduł skrętu**

Promotor

dr hab. inż. Danuta Jasińska-Choromańska, prof. uczelni

WARSZAWA 2021

Podziękowania

W pierwszej kolejności chciałbym podziękować Pani Profesor – dr hab. inż. Danucie Jasińskiej-Choromańskiej, prof. PW, bez której ekspertyzy, cierpliwości i zachęt niniejsza praca nie powstałaby wcale. Podziękowania należą się także moim Rodzicom, Babci i Wujowi, bez których pomocy praca zostałaby przerwana, i to nie raz. Chciałbym również wyrazić podziękowania dla wszystkich osób z Instytutu, Wydziału i całej Politechniki, których nauki i porady miały wpływ na zawartość rozprawy. Bez pomocy Wieśka praca powstałaby jedynie na papierze. Słowa wdzięczności kieruję także do Koleżanek i Kolegów, których wsparcie pozwoliło lepiej radzić sobie z doktoranckimi perypetiami i nie tylko.

Źródła finansowania

Część niniejszej pracy powstała dzięki środkom z projektu ECO-Mobilność (UDA-POIG.01.03.01-14-154/09-00).

Część pracy powstała za sprawą finansowania w ramach Grantu Dziekana Wydziału Mechatroniki „Budowa stanowiska pomiarowego – ortezy pozwalającej na blokowanie wybranych stopni swobody narządu ruchu człowieka” (504/02797/1143).

Część pracy została sfinansowana z budżetu na cele naukowe Instytutu Mikromechaniki i Fotoniki.

Streszczenie – badanie parametrów ruchu złożonego kończyny dolnej w celu rozbudowy robota ortotycznego o moduł skrętu

Tematyka poruszana w niniejszej rozprawie jest umotywowana planami rozbudowy robotów ortotycznych (egzoszkieletów kończyn dolnych), w tym Systemu Pionizacji i Wspomagania Ruchu „Veni-Prometeusz” skonstruowanego w Instytucie Mikromechaniki i Fotoniki Wydziału Mechatroniki Politechniki Warszawskiej, o moduł umożliwiający wykonywanie ruchu skrętu o niewielkim promieniu. Zanim tego rodzaju moduł może zostać opracowany, wymagane jest zgłębienie, w jaki sposób ruch skrętu jest wykonywany przez zdrowe osoby. Na potrzeby pracy opracowano metodykę i stanowisko badań pozwalające wykonać takie pomiary oraz zwalidować proponowaną koncepcję kinematyki przyszłego modułu skrętu.

Pierwszy rozdział stanowi wprowadzenie i przybliża słownictwo oraz symbolikę stosowane w całej pracy. Przedstawiona jest budowa kończyn dolnych człowieka, zawarty jest opis systemu „Veni-Prometeusz” i zarysowany jest cel przyświecający pracy.

Drugi rozdział zawiera przegląd obecnego stanu wiedzy i techniki. Przedstawione są konstrukcje egzoszkieletów obejmujących kończyny dolne, a wybranym urządzeniom towarzyszy bliższa analiza. Wskazana jest możliwość rozwoju związana z dodaniem możliwości wykonywania ruchu skrętu.

Trzeci rozdział przedstawia metodykę badań, w której orteza pomiarowa pozwala wykonać pomiary trajektorii czasowych części udowej kończyny dolnej podczas wykonywania ruchu skrętu, które następnie są wprowadzane do parametrycznego modelu ciała człowieka w celu uzyskania charakterystyki w ujęciu dynamicznym. Zawarte jest uzasadnienie metodyki i jej porównanie z innymi możliwymi metodami badań.

Czwarty rozdział poświęcony jest parametrycznemu modelowi ciała człowieka i zawiera opis jego najważniejszych cech oraz wskazuje przyjęte uproszczenia oraz wynikające z nich ograniczenia.

Piąty rozdział dotyczy zaprojektowanej i skonstruowanej ortezy pomiarowej, obejmującej wycinek tułowia oraz kończyn dolnych człowieka. W rozdziale ujęte są przyjęte założenia i wymagania stawiane konstrukcji, zawarty jest przegląd kwalifikujący możliwe układy

kinematyki urządzenia i wyłoniona jest korzystna konfiguracja. Przedstawiony jest schemat funkcjonalny urządzenia i wybrane są techniczne realizacje każdego z węzłów. Konstrukcja ortezy przybliżona jest z podziałem na warstwy mechaniczną, elektroniczną i elektryczną oraz programową. Przedstawiony jest matematyczny opis ruchu ortezy, wskazane są źródła błędów i obliczona jest niepewność pomiarowa urządzenia. Rozdział zamykają rozważania dotyczące bezpieczeństwa.

Rozdział szósty zawiera opis wykonanych badań wykorzystujących ortezę pomiarową oraz parametryczny model ciała człowieka. Opisane są pomiary i symulacje, zawarta jest analiza i dyskusja rezultatów oraz otrzymane na jej podstawie wnioski i wytyczne związane z opracowywaniem modułu skrętu dla robota ortotycznego.

Rozdział siódmy stanowi podsumowanie i zawiera przegląd konstrukcji egzoszkieleatów obejmujących kończyny dolne, jakie pojawiły się w czasie pisania pracy, wnioski oraz wkład wniesiony do dziedziny, a także plany przyszłych działań.

Rozdział ósmy zawiera wykaz wykorzystanych źródeł.

Rozdział dziewiąty jest spisem załączników.

Rozdział dziesiąty zawiera dorobek naukowy autora pracy.

Słowa kluczowe:

badanie ruchu · kończyny dolne · egzoszkieleat · robot ortotyczny · moduł skrętu

Abstract – Study of Lower Limb’s Complex Movement in Order to Develop a Turning Module for an Orthotic Robot

The subject matter raised in this thesis is motivated by the plans to expand orthotic robots (exoskeletons of lower limbs), including the "Veni-Prometheus" System for Verticalization and Aiding Motion designed at the Institute of Micromechanics and Photonics of the Faculty of Mechatronics of the Warsaw University of Technology, with a module allowing pivoting turn capability. Before such a module can be designed, it is necessary to study how the turning motion is performed by healthy people. For the purpose of the work, a methodology and research testbed, which allows this kind measurements and moreover enables validation of kinematic conception for the future turning module, have been developed.

The first chapter constitutes an introduction and explanation of the vocabulary and use of symbols throughout the work. The structure of human lower limbs is presented, description of the "Veni-Prometheus" system is included and the aim of the work is outlined.

The second chapter contains an overview of the current state of knowledge and technology. The designs of exoskeletons clasping lower limbs are presented, selected devices are accompanied by a closer analysis. The possibility of developments related to turning is indicated.

The third chapter presents a research methodology in which a measurement orthosis allows to acquire time-dependent trajectories of the femoral part of the lower limb during the turning motion, which are then introduced into a parametric model of the human body in order to obtain dynamic characteristics. Included are a justification of the methodology and its comparison with other possible research methods.

The fourth chapter is dedicated to the parametric model of the human body and contains a description of its most important features, as well as indicates the simplifications used and resultant limitations.

The fifth chapter concerns the designed and manufactured measurement orthosis that clasps parts of human torso and lower limbs. The chapter includes the adopted assumptions and requirements for the design, a survey qualifying possible kinematical arrangements and the choice of favourable setup. The functional schema of the device is shown, technical

implementation of each node is selected. The structure of the orthosis is presented, divided into mechanical, electronic and electrical, and software layers. The mathematical description of the orthosis movement is covered, sources of errors are indicated and the measurement uncertainty of the device is calculated. The chapter concludes with safety considerations.

The sixth chapter contains a description of studies performed using the measurement orthosis and a parametric model of human body. The measurements and simulations are described, analysis and discussion of results are included as well as conclusions and guidelines related to the development of a turning module for an orthotic robot.

The seventh chapter is a summary that contains an overview of lower limbs exoskeleton designs that emerged during the writing of the thesis, conclusions and contributions made to the field as well as plans for future activities.

The eight chapter includes list of the sources used.

The ninth chapter is a list of appendices.

The tenth chapter contains the academic achievements of the author of the work.

Keywords:

motion study · lower limbs · exoskeleton · orthotic robot · turning module

Spis treści

1	Wprowadzenie	11
1.1	Egzoszkielety i roboty ortotyczne wspomagające chód	11
1.2	Podstawowe pojęcia i biomechanika kończyn dolnych człowieka	14
1.3	Symbole na schematach kinematycznych	18
1.4	System Pionizacji i Wspomagania Ruchu „Veni-Prometeusz”	20
1.5	Cel pracy	21
2	Stan wiedzy i techniki	22
2.1	Przegląd konstrukcji aktywnych egzoszkieleatów obejmujących kończyny dolne	22
2.2	Podsumowanie przeglądu	23
2.3	Bliższa analiza wybranych konstrukcji	24
2.3.1	Kinematyka egzoszkieleatów Mobility Assist Exoskeleton oraz X1	25
2.3.2	Kinematyka egzoszkieleatu BLEEX.....	28
2.3.3	Kinematyka egzoszkieleatu Ekso.....	30
2.3.4	Kinematyka egzoszkieleatu Mindwalker	32
2.3.5	Kinematyka egzoszkieleatu REX.....	34
2.4	Podsumowanie analizy	36
3	Metodyka badań.....	38
3.1	Koncepcja metodyki badań	38
3.2	Uzasadnienie wybranej metodyki badań	39
3.3	Porównanie z innymi metodami pomiarowymi.....	39
4	Parametryczny model symulacyjny ciała człowieka	42
4.1	Podstawowe cechy parametrycznego modelu ciała człowieka	42
4.2	Uproszczenia modelu ciała człowieka.....	44
4.3	Rozbudowa modelu o ortezę pomiarową	46
5	Orteza do pomiaru ruchu kończyn dolnych człowieka.....	48
5.1	Ogólne założenia i wymagania związane z ortezą	48
5.2	Przegląd koncepcji kinematyki ortezy.....	48
5.3	Wybrana koncepcja kinematyki ortezy	51
5.4	Schemat funkcjonalny ortezy	52
5.5	Wymagania dla ortezy i jej bloków funkcjonalnych.....	53
5.6	Wybór rozwiązań technicznych bloków funkcjonalnych ortezy.....	55
5.7	Budowa ortezy	60

5.7.1	Warstwa mechaniczna.....	61
5.7.2	Warstwa elektroniczna i elektryczna.....	77
5.7.3	Warstwa programowa	79
5.8	Matematyczny opis ruchu.....	82
5.8.1	Opis ruchu odcinka udowego kończyny dolnej człowieka	83
5.8.2	Opis ruchu ortozy pomiarowej	85
5.8.3	Obliczanie orientacji kończyny dolnej na podstawie pomiarów ortezą.....	90
5.9	Niepewność pomiarowa ortozy	101
5.9.1	Błędy geometryczne wynikające z tolerancji wykonawczej części.	101
5.9.2	Błędy geometryczne wynikające z montażu części.	102
5.9.3	Błędy geometryczne spowodowane podatnością części	108
5.9.4	Błędy toru pomiarowego oraz kalibracji	109
5.9.5	Błędy związane z rozszerzalnością cieplną.....	112
5.9.6	Błędy wyjustowania i przytroczenia ortozy do człowieka	112
5.9.7	Tolerancje urządzenia przy orientacji neutralnej członów.....	115
5.9.8	Wartości liczbowe kątowej i liniowej niepewności	121
5.10	Warunki pracy i bezpieczeństwo urządzenia.....	127
6	Badania ruchu	129
6.1	Metodyka badań	129
6.2	Badania wstępne	129
6.3	Badania z wykorzystaniem ortozy pomiarowej.....	131
6.4	Zastosowanie parametrycznego modelu symulacyjnego ciała człowieka.....	139
6.5	Wyniki badań symulacyjnych	140
6.6	Analiza i dyskusja wyników	144
6.7	Wytyczne związane z opracowywaniem modułu skrętu robota ortotycznego	149
7	Podsumowanie	152
7.1	Rozwój egzoszkieleatów i robotów ortotycznych w trakcie pisania pracy	152
7.2	Wkład do rozwoju dyscypliny naukowej	154
7.3	Planowane dalsze prace	155
8	Wykaz wykorzystanych źródeł	157
9	Wykaz załączników	169
10	Dorobek naukowy	170

1 Wprowadzenie

1.1 Egzoszkielety i roboty ortotyczne wspomagające chód

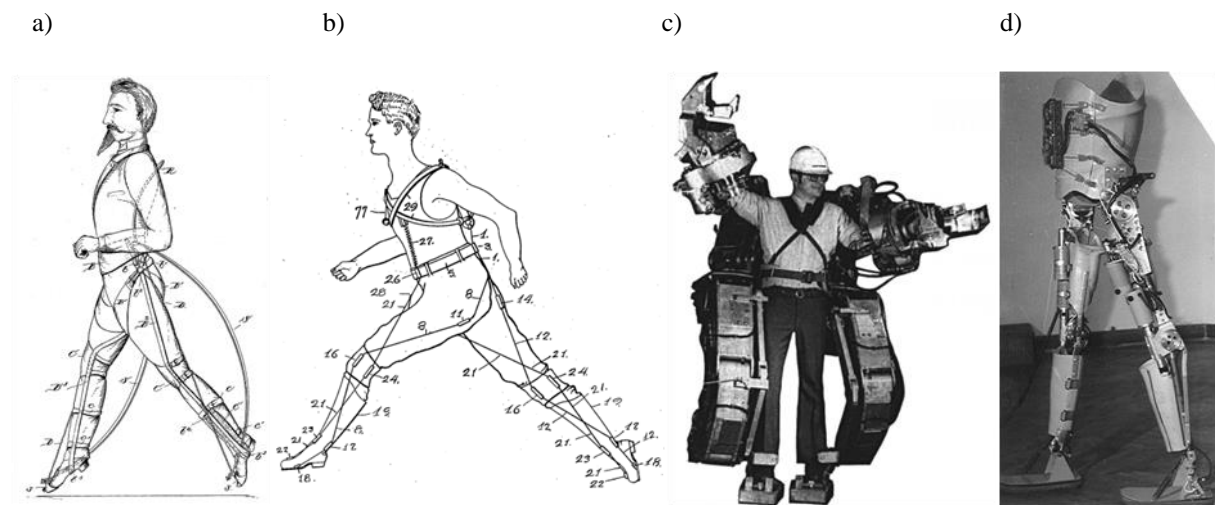
Słowo egzoszkielet jest zbitką wywodzącą się od greckich słów ἔξω (zewnątrzny) i σκελετός (szkielet). Zewnętrzny szkielet stanowiący ramę dla miękkich części ciała można wskazać u zwierząt należących do gromad stawonogów i mięczaków. W ciele człowieka takie oparcie zapewnia szkielet znajdujący się wewnątrz ciała, czyli endoszkielet. Szkielety zewnętrzne są jednak dostępne także dla ludzi – wspomagając się biomimetyką opracowano wiele konstrukcji urządzeń zarówno zwiększających możliwości ciała, jak i przywracających utraconą sprawność.

Historia egzoszkieletów stworzonych przez człowieka sięga końca XIX wieku. Przymierzalnie pierwszą udokumentowaną konstrukcją egzoszkieletu jest „Urządzenie ułatwiające chodzenie, bieganie i skakanie” opatentowane przez Nikołasa Jagna w 1890 roku [149]. Sprężynowy aparat wspomagający poruszanie się przytraczany do nóg i torsu użytkownika miał zredukować wysiłek energetyczny niezbędny do wykonywania tych czynności. Choć Lesslie Kelley opatentował w roku 1919 parowy „Pedomotor”, który miał ułatwić bieganie i zwiększyć osiąganą prędkość [110], to opracowanie działających egzoszkieletów z napędami stosowanymi także współcześnie miało miejsce pół wieku później.

W roku 1965 amerykański Uniwersytet Cornell i oddział badawczy firmy General Electric podjęły budowę urządzenia Hardiman. Nazwa była skrótowcem od Human Augmentation Research and Development Investigation, czyli prac badawczych nad wspomaganiami ludzi. Ich rezultatem miała być budowa kombinezonu z napędami, który pozwoliłby człowiekowi podnosić kilkusetkilogramowe ciężary. Konstrukcja była wyposażona w napęd hydrauliczny. Hardiman o planowanych 30 stopniach swobody w istocie był dwoma egzoszkieletami. Zadaniem wewnętrznego było śledzenie ruchów użytkownika, a zewnętrzny miał je odtwarzać ze zwielokrotnioną siłą. Projekt nie zakończył się powodzeniem. Urządzenie nigdy nie zostało skompletowane ze względu na dużą masę (około 680 kg) i trudności ze sterowaniem, prowadzące do wykonywania gwałtownych, szarpanych ruchów [1, 3].

W podobnym okresie prace nad zewnętrznymi szkieletami realizowano w Jugosławii. W Instytucie Mihajlo Pupina pod egidą profesora Miomira Vukobratovića od roku 1969 prowadzono badania naukowe nad aktywnymi egzoszkieletami dla niepełnosprawnych.

Podczas kilkunastu lat badań powstały konstrukcje o napędzie pneumatycznym i elektrycznym obejmujące kończyny dolne i górne. Przeznaczone przede wszystkim dla niepełnosprawnych wspomagały pacjentów i były wykorzystywane w pracach badawczych [67].



Rysunek 1.1 – Wczesne egzozkielety: a) Urządzenie wspomagające chodzenie, bieganie i skakanie Jagna [149], b) Pedomotor Kelleya [110], c) Hardiman General Electric [1] i d) urządzenie z Instytutu Mihajlo Pupina [67]. Numeracja na rysunkach a) i b) odnosi się do opisów patentowych.

Pierwsze konstrukcje, które można określić mianem dojrzałych, powstały stosunkowo niedawno, pod koniec XX wieku. Ich powstawanie było stymulowane przez amerykańską instytucję DAEPA (Defense Advanced Research Projects Agency, Agencja Zaawansowanych Projektów Badawczych w Obszarze Obronności), zajmującą się wdrażaniem nowych technologii wojskowych. W ramach programu Exoskeletons for Human Performance Augmentation (ang. egzozkielety dla zwiększenia osiągnięć człowieka) miały powstać szkielety zewnętrzne zwiększające szybkość, siłę i wytrzymałość żołnierzy. Finansowanie z programu wspomogło budowę egzozkieletów zarówno prywatnych firm (m.in. Sarcos i Raytheon), jak i instytucji naukowych takich jak Massachusetts Institute of Technology i Uniwersytet Kalifornijski w Berkeley [10, 17, 31].

Konstrukcja egzozkieletów może być antropomorficzna lub nie-antropomorficzna. W pierwszym przypadku łączniki i przeguby urządzenia odpowiadają kościom i przegubom ciała człowieka. W drugim przypadku konstrukcja egzozkieletu pokrywa się z ciałem człowieka tylko w punktach przyłączeń, nie odwzorowując fizjonomii. W przypadku konstrukcji, których układ jest zbliżony do antropomorficznego, jednak nieco od niego odbiega (np. ze względu na ograniczenia techniczne) używane jest określenie konstrukcji semi-antropomorficznej. Egzozkielety aktywne są wyposażone w napędy łączników, natomiast egzozkielety bierne są ramami pozbawionymi napędów [41].

Można wyróżnić trzy podstawowe zastosowania egzoszkieleatów: wojskowe, cywilne i medyczne. Kategorie te oczywiście nie wykluczają się, a wybrane konstrukcje wspomaganych kombinezonów mogą znajdować zastosowanie w kilku rolach. Egzoszkieleaty militarne mają zapewnić żołnierzom przewagę nad wrogiem, umożliwiając im szybsze poruszanie się, spowolnione męczenie się, zwielokrotnienie siły. Kombinezony wspomagane o ogólnym przeznaczeniu cywilnym mogą oferować ich użytkownikom podobne właściwości, jednak ich wykorzystaniem będzie raczej wspomóżenie przenoszenia ciężkich ładunków przez pracowników czy zapewnianie im podparcia w czasie pracy. Zewnętrzne szkieleaty w dwóch pierwszych kategoriach przeznaczone są głównie dla zdrowych i w pełni sprawnych ludzi. W odróżnieniu od nich egzoszkieleaty o przeznaczeniu medycznym mogą służyć chorym, przywracając lub wspierając funkcje ruchowe oraz służąc jako przyrząd rehabilitacyjny. Egzoszkieleaty medyczne są zaliczane do robotów ortotycznych [23, 43].

W trybie wsparcia egzoszkieleaty medyczne obejmujące kończyny dolne mogą przywracać utracone funkcje ruchowe, umożliwiając ich użytkownikom lokomocję dwunożną i utrzymanie wyprostowanej postawy. Dzięki temu następuje wzrost możliwości ruchowych chorych, a także wzrost ich samodzielności, pozwalający na samodzielne zmiany pozycji, kroczenie, siadanie i wstawanie czy pokonywanie schodów. W rezultacie pozbawieni władzy w nogach mogą korzystać także z obiektów nieprzystosowanych dla poruszających się na wózkach. Tryb rehabilitacyjny może zapewnić częściowe odciążenie kończyny albo jej poruszanie zgodnie z ustaloną sekwencją. Dodatkowo czujniki egzoszkieleatu mogą zapewnić ciągłe monitorowanie wybranych parametrów, a dostęp do informacji zwrotnej ułatwi indywidualne dostosowanie terapii. Ponadto korzystanie z robota ortotycznego umożliwi zwiększenie motywacji pacjenta podczas ćwiczeń – na przykład stosując egzoszkieleat w roli kontrolera wirtualnej gry.

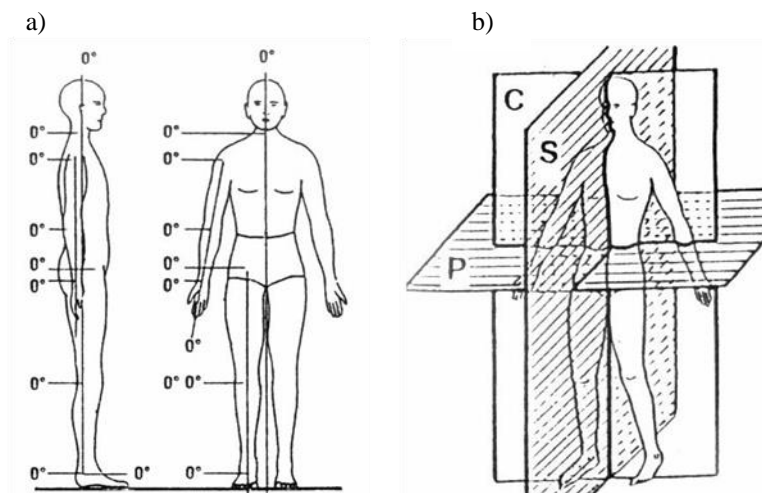
Korzyści płynące z zastosowania egzoszkieleatu przez chorego to nie tylko całodzienna mobilność, wykonywanie czynności niedostępnych dla użytkowników wózków inwalidzkich takich jak dosięganie przedmiotów na wyższych półkach czy możliwość rozmowy twarzą w twarz ze zdrowymi osobami. To także walory zdrowotne w postaci zmniejszenia ilości tkanki tłuszczowej w organizmie, poprawy gęstości tkanki kostnej, poprawy działania układu krwionośnego, pęcherza i układu wydalania, a także zmniejszona spastyczność (nadmierne napięcie mięśni). Według producentów egzoszkieleatów korzystający z urządzenia naśladowującego chód człowieka prócz lokomocji jednocześnie wykonuje ćwiczenia, co może być szczególnie korzystne dla dotychczasowych użytkowników wózków inwalidzkich.

Pomimo kosztu robotów ortotycznych, dzięki możliwości przeprowadzania rehabilitacji w domu pacjenta i zastosowaniu zdalnego sterowania możliwe będzie odciążenie personelu placówek medycznych, redukcja kosztów rehabilitacji i opieki. Wsparcie w codziennych czynnościach i możliwość samodzielnego chodzenia mają szansę poprawić chorym jakość życia dzięki zwiększeniu ich zdolności motorycznych, a także zredukować społeczny ostracyzm, z jakim mogą spotykać się użytkownicy wózków inwalidzkich. Następujące wydłużanie życia i starzenie się społeczeństwa owocuje wzrostem liczby niepełnosprawnych, przewlekle chorych oraz osób w podeszłym wieku, dlatego można przypuszczać, że zagadnienie wspomagania chodu z użyciem egzoszkieleatów będzie coraz istotniejsze, zwłaszcza w obliczu rozwoju możliwości technicznych, umożliwiających dynamiczny rozwój tej dziedziny [24, 44, 45].

1.2 Podstawowe pojęcia i biomechanika kończyn dolnych człowieka

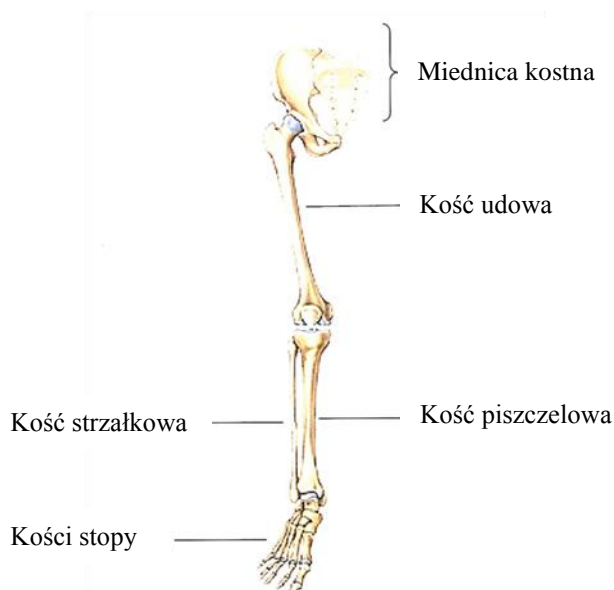
Niemal wszystkie ruchy członów ciała człowieka są ruchami obrotowymi, dlatego do opisu ich położenia używane są wartości kątowe. Zgodnie z powszechnie przyjętą konwencją opisu, każdy staw ma orientację neutralną (zerową). Oddalenie od niej jest nazywane zginaniem, a powrót do orientacji neutralnej – prostowaniem. Przekroczenie punktu neutralnego w drugą stronę (w stawach, które na to pozwalają) również jest nazywane zginaniem, jednak dla odróżnienia opatrzone dodatkowym określeniem ujednoznaczniającym kierunek ruchu (jak przykładowo zginanie grzbietowe/podeszwowe stawu skokowego). Odwodzenie to ruch kończyny oddalający ją od tułowia lub płaszczyzny środkowej, a przywodzenie to ruch powrotny do orientacji neutralnej. Rotacja wewnętrzna albo nawracanie to obracanie kończyny do wewnątrz, natomiast rotacja zewnętrzna albo odwracanie to obracanie na zewnątrz. Niekiedy można jednak spotkać się z konwencją, w której ruch do przodu od położenia neutralnego określany jest zginaniem, a ruch do tyłu od położenia neutralnego – prostowaniem [65].

Dla jednoznacznego opisu ruchów kończyn człowieka istotne jest wskazanie płaszczyzn odniesienia. Są to trzy ortogonalne płaszczyzny orientujące: czołowa, strzałkowa (inaczej pośrodkowa) i poprzeczna (nazywana też poziomą), przecinające człowieka stojącego w swobodnej postawie wyprostowanej, każda dzieląca go na pół. Używane w opisie osie są nazwane tak, jak płaszczyzny do których są normalne [5].



Rysunek 1.2 – a) Człowiek w postawie wyprostowanej, stawy w położeniu neutralnym. b) Podstawowe płaszczyzny: C – czołowa, S – strzałkowa i P – poprzeczna [5].

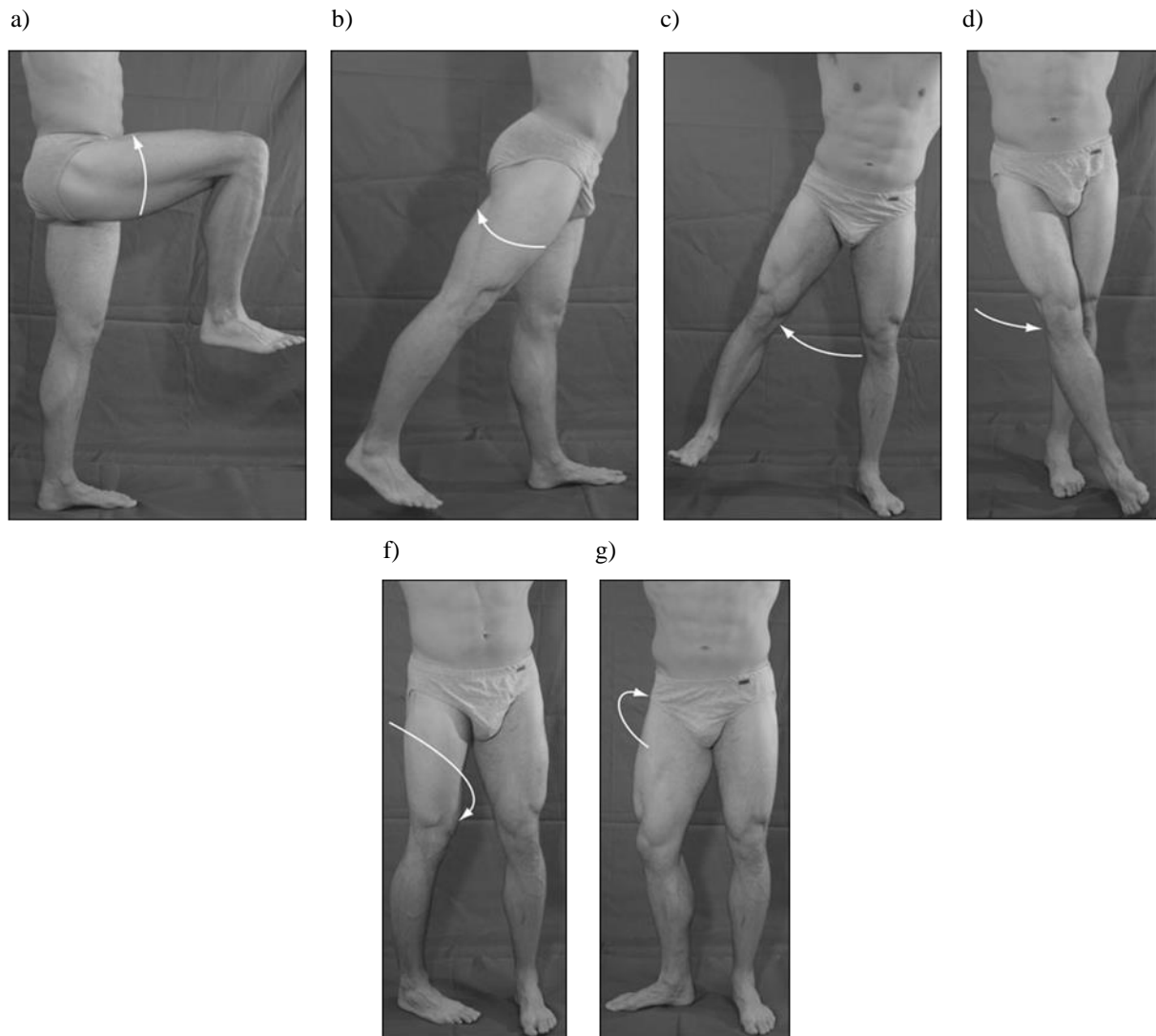
Kończyny dolne pełnią funkcje podporowe, lokomocyjno-napędowe i biorą udział w stabilizacji pionowej postawy ciała. Układ narządów ruchu można podzielić na bierny, obejmujący kości, stawy i więzadła, oraz czynny, w którego skład wchodzi mięśnie. Część wolna kończyny dolnej, tworząca otwarty łańcuch biokinematyczny, składa się z trzech odcinków: bliższego – uda, środkowego – goleni (podudzia) i dalszego – stopy.



Rysunek 1.3 – Kości kończyny dolnej człowieka [4].

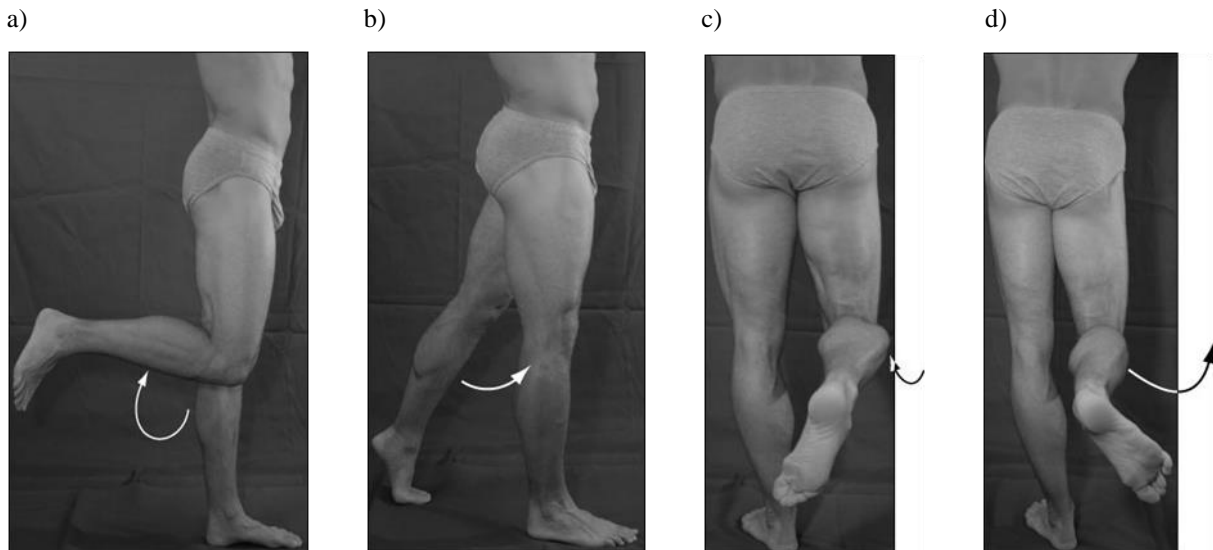
Kość udowa jest połączona z miednicą stawem biodrowym. Głowa kości udowej znajduje się w panewce kości miednicznej, dzięki czemu ma 3 stopnie swobody. Możliwe jest zginanie i prostowanie o 80-90 stopni przy nodze wyprostowanej i 120 (ruch czynny, w biernym możliwe jest dotknięcie brzucha) przy zgiętej w ruchu do przodu i około 10 stopni do tyłu. Odwodzenie umożliwia ruch w zakresie 40 stopni, a w przywodzeniu możliwe jest przekroczenie linii

środkowej ciała o około 30 stopni, przy zgięciu kończyny w stawie biodrowym. Rotacja zewnętrzna, tak jak wewnętrzna, zapewnia obrót o około 40 stopni.



Rysunek 1.4 – Ruchomość stawu biodrowego: a i b) zginanie i prostowanie w płaszczyźnie strzałkowej, c i d) odwodzenie i przywodzenie w płaszczyźnie czołowej, f i g) rotacja wewnętrzna i rotacja zewnętrzna w płaszczyźnie poprzecznej [146].

Kości goleni (podudzia), kość piszczelowa i strzałkowa połączone są z kością udową stawem kolanowym, w którym kłykcie kości udowej znajdują się w zagłębieniu kości piszczelowej. Staw kolanowy umożliwia czynne zginanie o 130 stopni (bierne nawet o 170) oraz niewielkie przegięcie w przeciwnym kierunku. Możliwe są także ruchy obrotowe, jednak rotacja zachodzi tylko przy częściowym zgięciu i nie jest możliwa w pozycjach krańcowego wyprostowania i zgięcia.



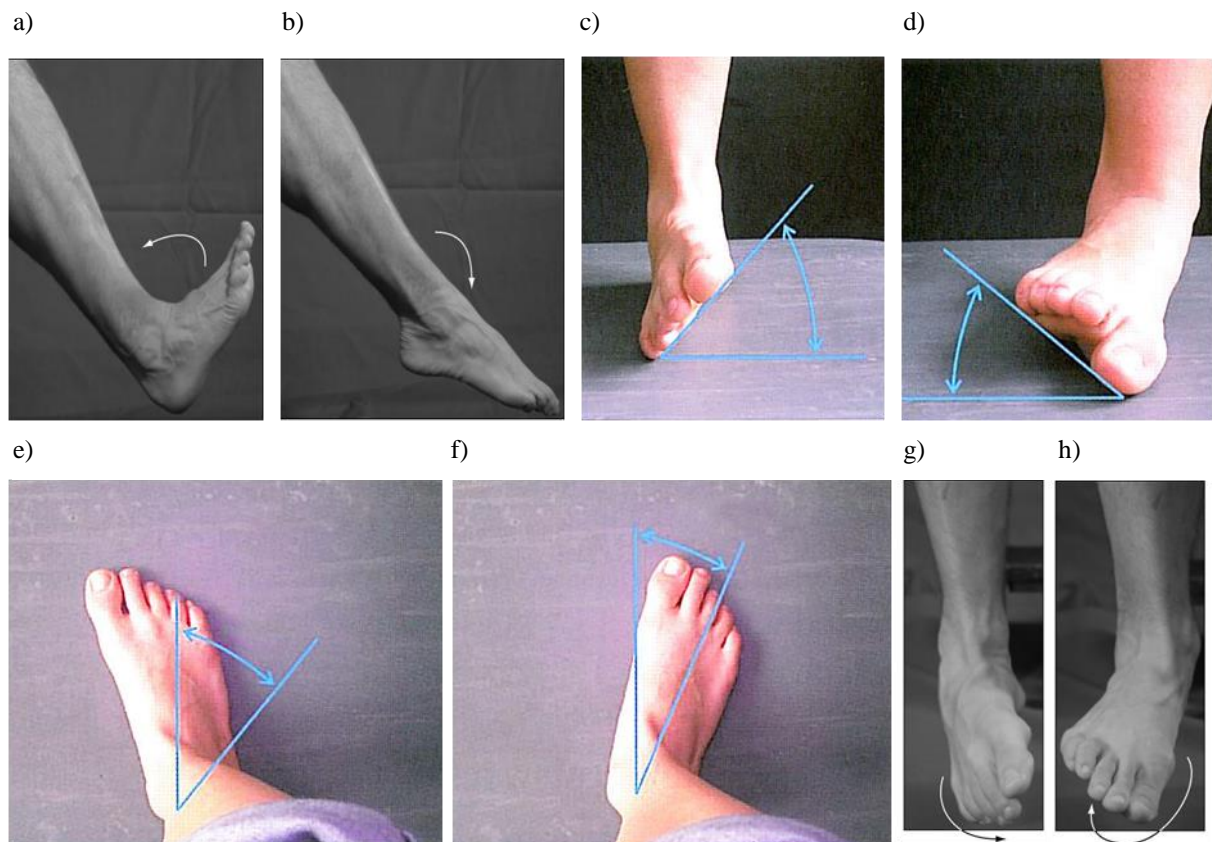
Rysunek 1.5 – Ruchomość stawu kolanowego: a i b) zginanie i prostowanie w płaszczyźnie strzałkowej, b i c) rotacja po częściowym zgięciu kończyny [146].

Na drugim końcu goleni znajduje się stopa, połączona z nią przez staw skokowo-goleniowy (staw skokowy), będący węzłem dalszych kości podudzia z kością skokową. To staw skokowy górny, w odróżnieniu od stawu skokowego dolnego, który tworzą powierzchnie kości skokowej, piętowej i łódkowej. Staw skokowy dolny w istocie składa się z pary oddzielnych stawów – tylnego, skokowo-piętowego i przedniego, skokowo-piętowo-łódkowego. Czynnościowo stawy te są jednak sprzężone i stanowią jedną całość. Dzięki ruchomości stawów skokowych górnego i dolnego możliwy jest ruch zginania grzbietowego i podeszwowego stopy w zakresie odpowiednio 45 i 60 stopni. Jedynie w dolnym stawie zachodzą ruchy obrotowe – rotacja (odwodzenie i przywodzenie) w obie strony w zakresie 30 stopni oraz pronacja i supinacja, również do 30 stopni w każdą ze stron. Możliwy jest także ruch inwersji i ewersji (odwracania i nawracania), który jest ruchem złożonym, sprzężonym ze składowych pronacji/supinacji, przywodzenia/odwodzenia i zginaniem stopy.

Omówione w akapicie powyżej stawy wchodzą w skład zespołu funkcjonalnego stawów bliższych stopy. W skład zespołu funkcjonalnego stawów dalszych stopy wliczają się stawy stępowo-śródstopne, międzyśródstopne, śródstopno-paliczkowe oraz paliczkowe. Pierwsze dwa to stawy płaskie o nieznacznej ruchomości, natomiast ostatnie dwa są bardzo zbliżone budową do odpowiadających im stawów ręki i zapewniają możliwość zginania i prostowania oraz odwodzenia i przywodzenia palców stopy.

Podane zakresy ruchu są przybliżone, gdyż różnią się zależnie od orientacji kątowej stawów sąsiednich bądź w innej osi tego samego stawu, wpływając na siebie wzajemnie. Wartości

zależą także od ruchomości (sprawności) badanego człowieka, dlatego różne źródła podają nieco odmienne wartości [4, 40, 73].



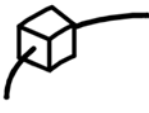

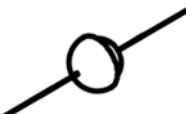




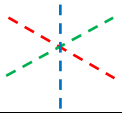
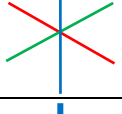
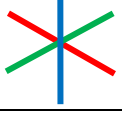


Rysunek 1.6 – Ruchomość stawu skokowego: a i b) zginanie grzbietowe i podeszwowe w płaszczyźnie strzałkowej [146], c i d) pronacja i supinacja w płaszczyźnie działania stawu [3], e i f) rotacja wewnętrzna i zewnętrzna w płaszczyźnie poprzecznej [3], g i h) inwersja i ewersja w płaszczyźnie czołowej [146].

1.3 Symbole na schematach kinematycznych

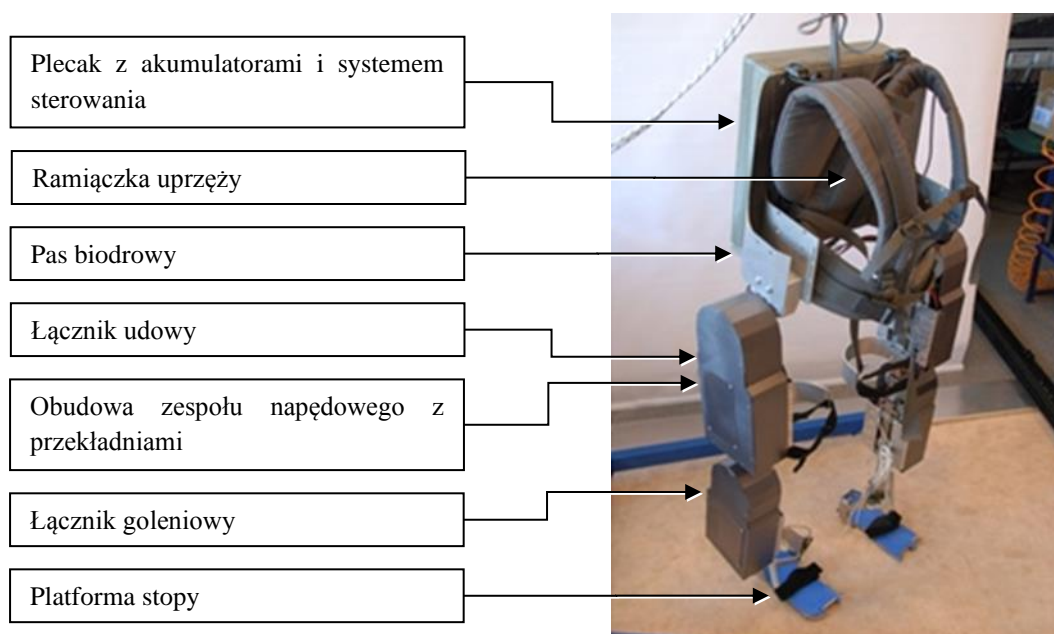
Na kartach pracy znajdują się schematyczne ilustracje przedstawiające kinematykę ciała człowieka i urządzeń ortotycznych. Na rysunkach tych zastosowano rzut izometryczny, aby ułatwić interpretację rozmieszczenia układu elementów w przestrzeni. Człony i przeguby są przedstawione za pomocą kształtów nawiązujących do symboli stosowanych w typowych dwuwymiarowych schematach kinematyki urządzeń. Kolory (oraz kierunki na rysunku) osi wskazują na kierunek działania przegubów w pozycji spoczynkowej, a grubość osi zależy od tego, czy przegub jest napędzany. Osie stawów człowieka są wyróżnione przerywaną linią. W przypadku pokrywania się na rysunku, osie przegubów mają priorytet nad osiami stawów i je przesłaniają. W tabeli 1.1 znajduje się legenda do najczęściej używanych symboli. Na niektórych rysunkach znajdują się pojedyncze elementy nie zawarte w wykazie. Elementy te są wówczas opisane indywidualnie.

Tabela 1.1 – Legenda symboli na schematach kinematycznych.

Symbol	Opis
	Człon
	Przegub obrotowy – zawias (jeden stopień swobody)
	Prowadnica (jeden stopień swobody)
	Przegub Cardana (dwa stopnie swobody)
	Przegub kulowy (trzy stopnie swobody)
	Niepełny zawias (wskazujący na możliwość dołączenia członu w tym miejscu)
	Osie ruchu w płaszczyźnie czołowej
	Osie ruchu w płaszczyźnie strzałkowej
	Osie ruchu w płaszczyźnie poprzecznej
	Osie stawu człowieka
	Osie przegubów urządzenia bez napędu
	Osie przegubów urządzenia z napędem

1.4 System Pionizacji i Wspomagania Ruchu „Veni-Prometeusz”

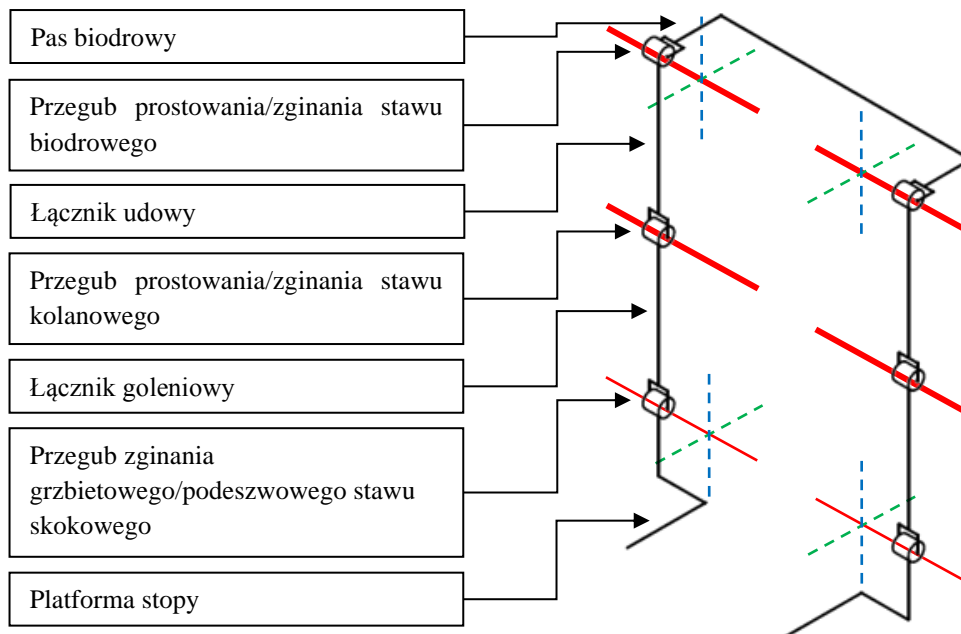
Wydział Mechatroniki Politechniki Warszawskiej brał udział w projekcie ECO-Mobilność. W jego ramach w Zakładzie Konstrukcji Urządzeń Precyzyjnych Instytutu Mikromechaniki i Fotoniki opracowano System Pionizacji i Wspomagania Ruchu „Veni-Prometeusz”. Jest to urządzenie przeznaczone dla osób niepełnosprawnych z niedowładem lub bezwładem kończyn dolnych. Robot ortotyczny obejmuje kończyny dolne człowieka, umożliwiając ruch w płaszczyźnie strzałkowej: prostowanie i zginanie stawów biodrowych oraz kolanowych, a także zginanie grzbietowe i podeszwowe stawów skokowych. Przeguby biodrowe i kolanowe są napędzane, podczas gdy przeguby stawów skokowych są bierne. Do napędu służą cztery silniki elektryczne prądu stałego wyposażone w przekładnie redukcyjne i mechanizmy łańcuchowe (które zastąpiły wcześniej wykorzystywane przekładnie cięgnowe). Układ zasilania w postaci baterii akumulatorów litowych oraz układ sterowania umieszczono w plecaku urządzenia. Plecak i kończyny dolne urządzenia są połączone za pośrednictwem pasa biodrowego. Robot ortotyczny jest przytwierdzony do użytkownika za pomocą uchwytów z pasami z rzepami oraz materiałowych ramiączek plecaka.



Rysunek 1.7 – System Pionizacji i Wspomagania Ruchu „Veni-Prometeusz” [93].

Obecnie System Pionizacji i Wspomagania Ruchu ma pięć funkcji: umożliwia chodzenie, siadanie, wstawanie oraz wchodzenie po schodach i schodzenie ze schodów. Prowadzone są prace mające pozwolić rozwinąć możliwości urządzenia. Jedną z funkcji, która ma zostać wprowadzona do robota ortotycznego, jest możliwość realizacji ruchu skrętu o niewielkim promieniu. System może wykonywać skręty poprzez różnicowanie długości kroków prawej i lewej kończyny dolnej podczas kroczenia do przodu, jednak promień takiego skrętu jest

znaczący, nie jest także możliwe wykonanie skrętu bez ruchu postępowego. Zwiększenie możliwości systemu prawdopodobnie wymagać będzie nie tylko wprowadzenia nowych scenariuszy sterowania, ale i rozbudowania kinematyki robota ortotycznego [2, 27, 74].



Rysunek 1.8 – Schemat kinematyczny Systemu Pionizacji i Wspomagania Ruchu „Veni-Prometeusz”.

1.5 Cel pracy

Celem pracy doktorskiej jest opracowanie metodyki badań wybranych parametrów opisujących ruch złożony kończyny dolnej, w szczególności podczas wykonywania ruchu skrętu o niewielkim promieniu, aby możliwe było określenie wytycznych związanych z rozwinięciem i rozbudową robotów ortotycznych (w tym Systemu Pionizacji i Wspomagania Ruchu „Veni-Prometeusz”) o moduł skrętu.

2 Stan wiedzy i techniki

2.1 Przegląd konstrukcji aktywnych egzoskieletów obejmujących kończyny dolne

Dokonano przeglądu stanu wiedzy i techniki w celu zapoznania się z możliwościami istniejących egzoskieletów. Przegląd ograniczono do egzoskieletów aktywnych obejmujących kończyny dolne człowieka. Skupiono się na urządzeniach o przeznaczeniu medycznym, jednak nie ograniczono wyłącznie do nich, dlatego w przeglądzie znalazły się także systemy przeznaczone dla osób zdrowych. Najwięcej uwagi poświęcono układom mechanicznym konstrukcji. Ze względu na objętość przeglądu, umieszczono go w pracy jako Załącznik 1. W przeglądzie ujęto następujące konstrukcje:

- Activelink Power Loader [81, 121];
- Customizable Rehabilitation Lower Limb Exoskeleton System [61];
- Egzoskielety Lifesuit [83,135];
- Egzoskielety z Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory:
 - BLEEX [25, 30, 80];
 - ExoHiker i ExoClimber [31];
 - HULC [84];
 - ExoLight i Austin [84];
- Egzoskielety z Florida Institute for Human & Machine Cognition:
 - IHMC Mobility Assist Exoskeleton [35];
 - IHMC Exoskeleton Mina [49,57];
 - NASA-IHMC Exoskeleton X1[22, 58, 147];
 - IHMC Grashopper [105];
- Egzoskielety z Massachusetts Institute of Technology [13, 19, 68, 86];
- Ekso [63, 95, 96];
- EVA S3 [42];
- EXOAtlet [97];
- Hercule [125];
- Hybrid Assistive Limb [62, 88];
- Kawasaki Power Assist Suit [139, 141];
- „Miękki” egzoskielet [9];
- Mindwalker [18, 70, 72];
- MoonWalker [34];

- NTU Wearable Exoskeleton [38];
- Nurse Assisting Exoskeleton [12, 145];
- Percro Body Extender [39];
- Power Assisted Walking Leg [7];
- Power Jacket MK3 [99, 150];
- Power Pedal [87, 112];
- ReWalk [14, 78, 126];
- Rex [8, 127, 128];
- Robotic Gait Trainer in Water [46];
- Urządzenia wspomagające chód Hondy:
 - Stride Management Assist [102, 136];
 - Bodyweight Support Assist [102, 144];
- Vanderbilt Exoskeleton i Indego [53, 54, 106, 122];
- Wearable Agri Robot [6, 140];
- Wearable Power-Assist Locomotor [28];
- Wearable Walking Helper-KH [47];
- XOS [16, 124].

2.2 Podsumowanie przeglądu

Przegląd konstrukcji egzozszieletów pozwolił zapoznać się z możliwościami, które są oferowane przez istniejące konstrukcje. Znaczna liczba urządzeń w tym zestawieniu umożliwiła poznanie zróżnicowanych rozwiązań wykorzystywanych w tej dziedzinie, pokazując także, jak szerokim zagadnieniem jest konstrukcja aktywnych egzozszieletów obejmujących kończyny dolne. Pomimo tego, że wskazano kilkadziesiąt konstrukcji, można przypuszczać, że opracowanie nie jest pełne. Niektóre z urządzeń występują w kilku wersjach, a materiały źródłowe, z których czerpano informacje nie wskazują, której z nich dotyczą dane. Niekiedy na temat egzozszieletu odnajdywano jedynie notatki prasowe, a nie opracowania naukowe. Te pierwsze często mają charakter sensacyjny, mający ściągnąć uwagę czytelnika zainteresowanego nowinkami technicznymi, na czym cierpi ich wiarygodność. Urządzenia opracowane w placówkach naukowych były opisane najlepiej, podczas gdy informacje dotyczące komercyjnych egzozszieletów i konstrukcji o przeznaczeniu wojskowym można określić jako bardziej skąpe. Przypuszczalnie ich konstruktorzy nie chcą ujawniać zbyt wielu rozwiązań bacząc na konkurencję, a dane dotyczące urządzeń militarnych mogą nie być jawne.

Dodatkowo można przypuszczać, że obecnie powstają nowe konstrukcje, które jeszcze nie zostały ujawnione.

Przegląd pozwolił na wskazanie cech wspólnych i różnic szerokiego spektrum konstrukcji. Najciekawsze ze względu na przewidywane zastosowania systemu „Veni-Prometeusz” urządzenia medyczne, takie jak Ekso, REX i Indego, mają w większości zbliżoną konstrukcję – są pseudoantropomorficzne, napędzane przez silniki elektryczne, zasilane z akumulatorów, wyposażone przeważnie w napędzane przeguby bioder i kolan w płaszczyźnie strzałkowej oraz nienapędzane przeguby stawów skokowych (zginania grzbietowego i podeszwowego). Łączniki na ogół umieszczono po zewnętrznej stronie nóg użytkownika. Urządzenia oferują zbliżone funkcje – chodzenia, siadania i wstawania oraz rzadziej pokonywania schodów. Skręcanie jest rzadko wymieniane wśród funkcji egzoszkieletu. Być może jest traktowane jako inherentna część chodzenia, możliwe jednak, że ta dziedzina nie jest jeszcze odpowiednio dobrze rozwinięta. Wśród materiałów z jakimi zapoznano się w trakcie wykonywania niniejszej pracy, liczne opracowania omawiały cykl chodu podczas ruchu do przodu, jednak nie znaleziono żadnej pracy naukowej poświęconej konkretnie zagadnieniu skręcania egzoszkieleatów.

2.3 Bliższa analiza wybranych konstrukcji

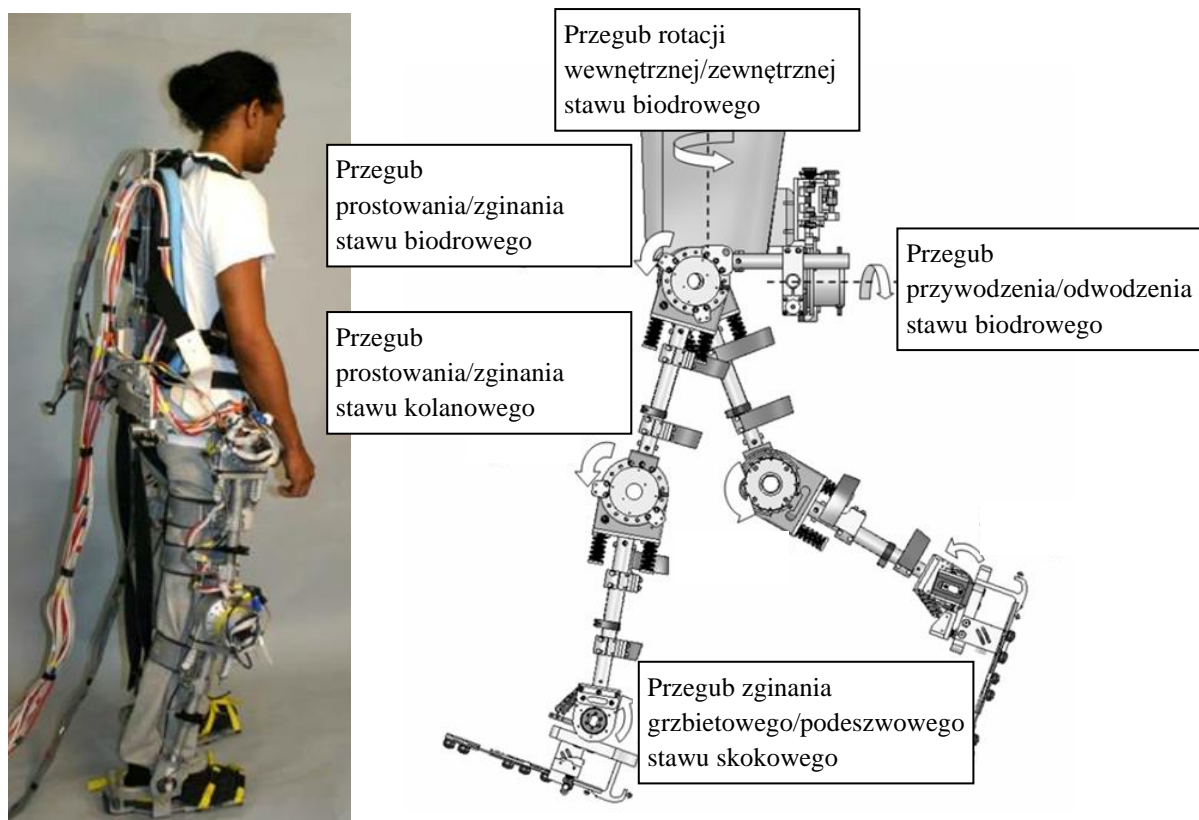
Kinematyka urządzeń oferujących stopnie swobody ponad podstawowymi w płaszczyźnie strzałkowej (to jest ruchy biodra, kolana i stawu skokowego) najczęściej zawiera przeguby biodrowe z możliwością odwodzenia i przywodzenia oraz przeguby stawów skokowych z możliwością ruchów inwersji i ewersji. Dodatkowe stopnie swobody nie zawsze są napędzane, a urządzenia dla osób zdrowych niekiedy wyposażone są w przeguby bierne kolejnych stopni swobody, m.in. rotacji biodrowej czy rotacji stawu skokowego. Urządzenia dla osób chorych, które mogą być pozbawione władzy w nogach, mają z reguły prostszą kinematykę, a korzystanie z większości z nich wymaga podparcia w postaci kul ortopedycznych lub chodzika.

W tym rozdziale przybliżono rozwiązania techniczne zastosowane w konstrukcjach, które są wyposażone w układy umożliwiające skręcanie poprzez zastosowanie przegubów dających możliwość poruszania członami nie tylko w płaszczyźnie strzałkowej, ale także ruch w płaszczyznach czołowej i poprzecznej. Dla zwiększenia czytelności opisy uzupełniono o podstawowe schematy kinematyczne egzoszkieleatów, wykonane na podstawie dostępnych informacji. Schematy egzoszkieleatów zostały dopasowane tak, by można je było nałożyć na

wcześniej przedstawiony schemat kończyn dolnych człowieka, zachowując przy tym czytelność. Żaden ze schematów nie oddaje dokładnie wymiarów, zachowano jednak przybliżone proporcje, ułatwiając tym samym ich porównanie. Naniesiono przeguby używane podczas korzystania z egzoskieletu, pominięto natomiast te umożliwiające justowanie członów. Wszystkie schematy kinematyczne wykonano jako modele trójwymiarowe. Pozwala to na uzyskanie rzutów z wybranego kierunku, a także na łatwą manipulację ustawienia członów w przestrzeni. Podobnie jak wcześniej, na schematach posłużono się typowymi symbolami węzłów par kinematycznych.

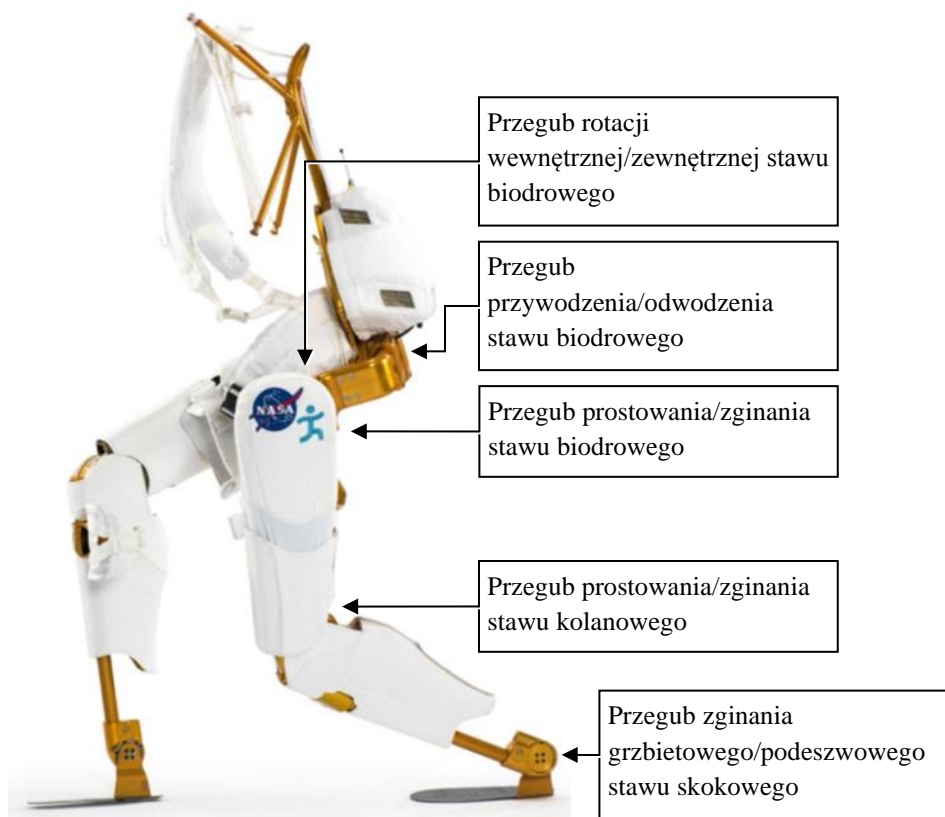
2.3.1 Kinematyka egzoskieletów Mobility Assist Exoskeleton oraz X1

Dwa spośród egzoskieletów opracowanych w uczelni Florida Institute for Human and Machine Cognition, Mobility Assist Exoskeleton i NASA-IHMC X1, oferują przeguby umożliwiające ruch kończyn dolnych także w płaszczyznach czołowej i poprzecznej. Trzecie z urządzeń, egzoskielet Mina, pozwala jedynie na ruch w płaszczyźnie strzałkowej, dlatego nie jest bliżej omawiany w niniejszym rozdziale. Pierwsze dwie z wymienionych konstrukcji oferują możliwość przywodzenia/odwodzenia stawu biodrowego oraz rotacji biodrowej. W Mobility Assist Exoskeleton przeguby przywodzenia/odwodzenia stawu biodrowego są aktywne, a przeguby rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej są bierne.



Rysunek 2.1 – Widok ogólny i schemat egzoskieletu Mobility Assist Exoskeleton [35].

W egzoszkielecie X1 jedynie przeguby prostowania/zginania stawów biodrowych i kolanowych są napędzane, a pozostałe przeguby, czyli przywodzenie/odwodzenie stawu biodrowego, rotacja biodrowa i zginanie grzbietowe/podeszwowe stawu skokowego są pozbawione napędu. Stawy bierne mogą być blokowane, co uniemożliwia ich ruch.

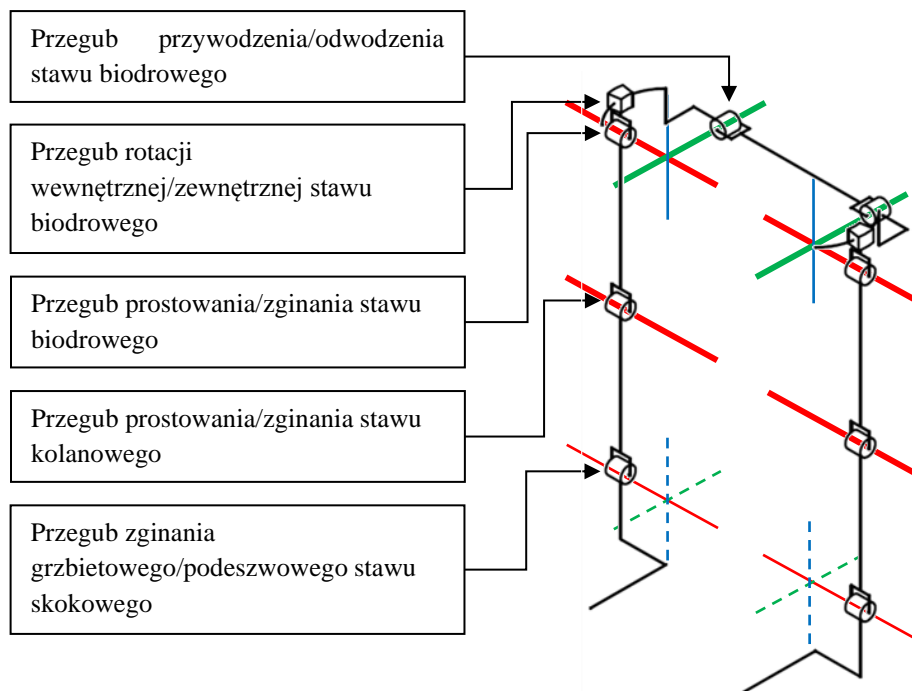


Rysunek 2.2 – Widok ogólny egzoszkieletu X1 [117].

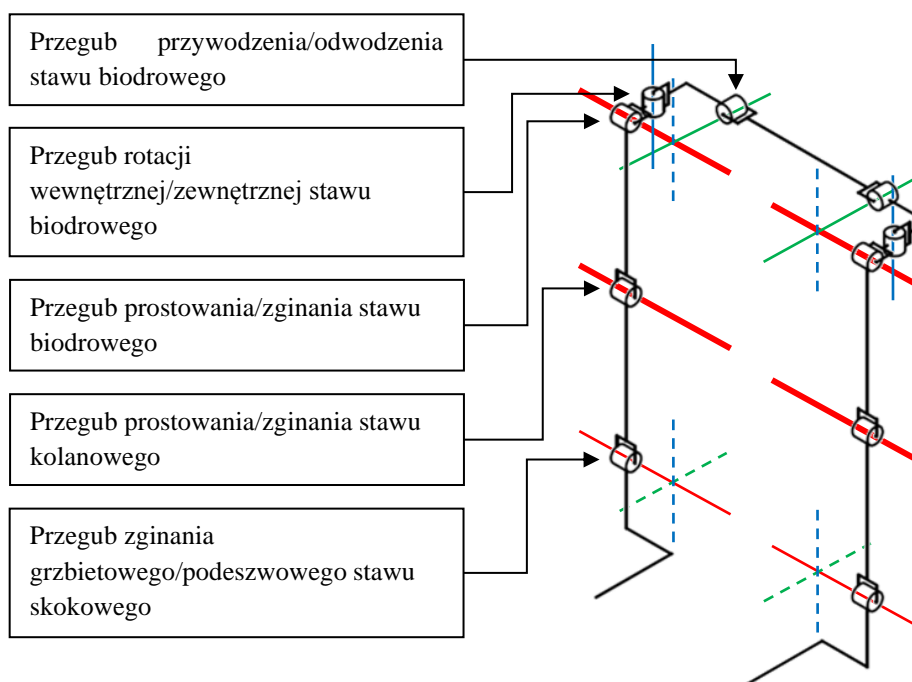
W obu konstrukcjach przegub przywodzenia/odwodzenia stawu biodrowego umiejscowiony jest w tylnej części pasa biodrowego, na tej samej wysokości, co przegub prostowania/zginania stawu biodrowego. Przegub umożliwiający rotację biodrową znajduje się w bocznej części pasa biodrowego, z tyłu przegubu prostowania/zginania stawu biodrowego. W egzoszkielecie Mobility Assist Exoskeleton wykorzystano zakrzywione prowadnice toczne, dzięki czemu pomimo umiejscowienia przegubu poza obrysem nogi użytkownika, środek obrotu w przybliżeniu pokrywa się z osią obrotu wewnątrz stawu. Nie znaleziono opisu konstrukcji tego przegubu w egzoszkielecie X1, jednak na podstawie zdjęć i zapisu filmowego działania egzoszkieletu przypuszcza się, że konstrukcja została uproszczona, a przegub rotacji biodrowej jest zawiasem [117, 147].

Tabela 2.1 – Zakresy ruchu przegubów egzoszkieletu Mobility Assist Exoskeleton.

Przegub	Napęd	Zakres ruchu
Przywodzenie/odwodzenie stawu biodrowego	Tak	25°/30°
Prostowanie/zginanie stawu biodrowego	Tak	30°/42°
Rotacja biodrowa wewnętrzna/zewnętrzna	Nie	±10°
Prostowanie/zginanie stawu kolanowego	Tak	0°/90°
Zginanie grzbietowe/podeszwowe stawu skokowego	Nie	20°/35°
Inwersja/ewersja stawu skokowego	Nie	Przegub sztywny, pozbawiony możliwości ruchu
Przywodzenie/odwodzenie stawu skokowego	Nie	Przegub sztywny, pozbawiony możliwości ruchu



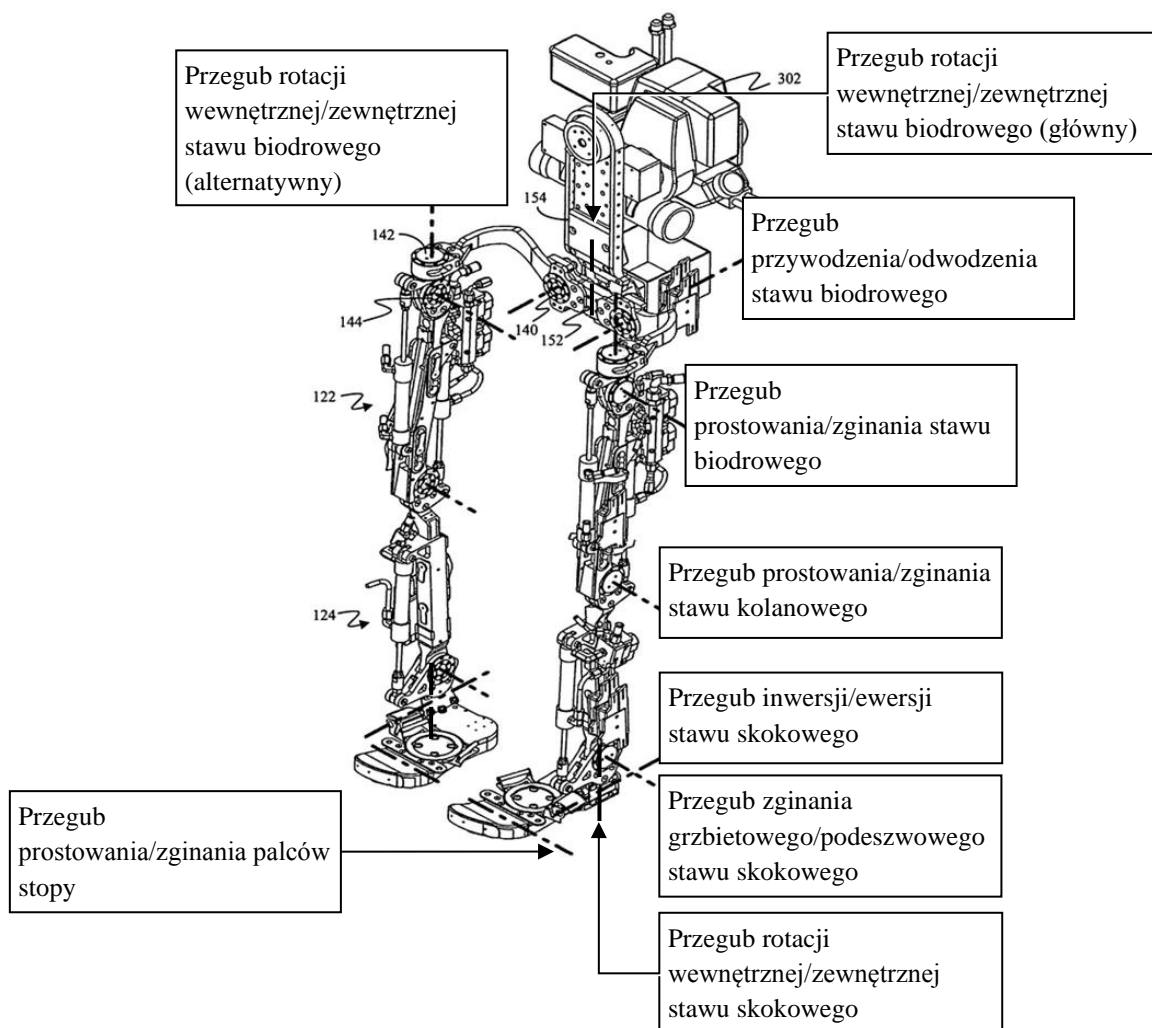
Rysunek 2.3 – Schemat kinematyczny Mobility Assist Exoskeleton.



Rysunek 2.4 – Schemat kinematyczny egzoszkieletu X1.

2.3.2 Kinematyka egzoszkieletu BLEEX

W egzoszkielecie Berkeley Lower Extremity Exoskeleton wykorzystano liniowe siłowniki hydrauliczne do napędu przegubów prostowania/zginania stawu biodrowego, kolanowego i skokowego oraz przywodzenia/odwodzenia stawu biodrowego. Pozostałe oferowane przez urządzenie stopnie swobody, czyli rotacja stawu biodrowego, inwersja/ewersja i rotacja wewnętrzna/zewnętrzna stawu skokowego są nienapędzane. Osie obrotu członów w płaszczyźnie strzałkowej oraz osie przywodzenia/odwodzenia przegubu biodrowego pokrywają się z osiami obrotu kończyn człowieka, podczas gdy pozostałe osie obrotu nie pokrywają się dokładnie z osiami obrotu stawów człowieka.



Rysunek 2.5 – Schematyczny rysunek egzoszkieletu BLEEX [109].
Numeracja na rysunku odnosi się do opisu patentowego.

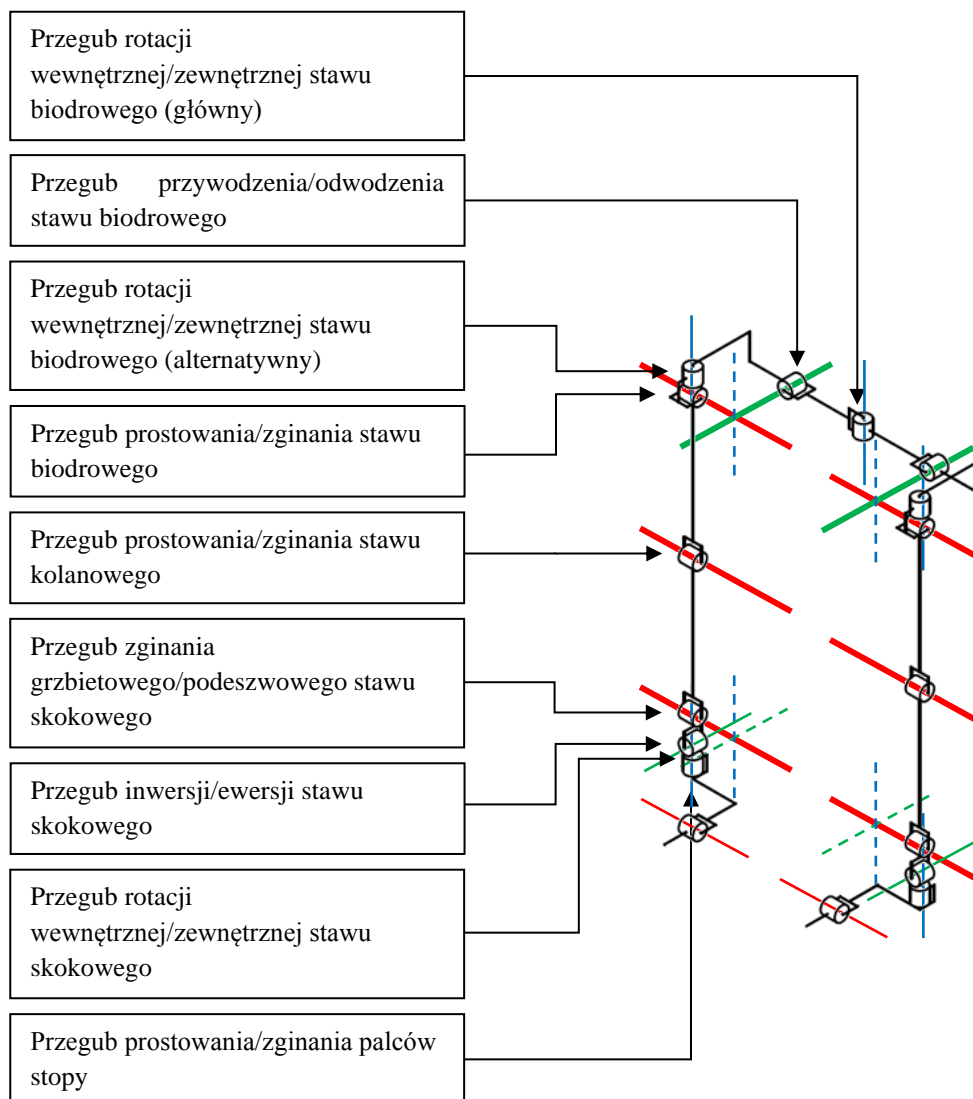
Wyróżniającym się rozwiązaniem jest konstrukcja pasa biodrowego, umożliwiającego rotację biodrową na dwa sposoby – podstawowy sposób wykorzystuje pojedynczy przegub pośrodku pasa biodrowego, podczas gdy alternatywna metoda wykorzystuje dwa osobne przeguby ulokowane bezpośrednio nad przegubami prostowania/zginania stawu biodrowego. Przegub

przywodzenia/odwodzenia stawu biodrowego znajduje się w tylnej części pasa biodrowego. Kolano pozwala jedynie na rotację, nie odwzorowując skomplikowanego ruchu części ciała człowieka łączącego toczenie i poślizg. Rozwiązanie takie uprościło konstrukcję i sterowanie urządzenia. Platforma stopy wraz ze stawem skokowym egzoszkieletu, prócz oferowania trzech stopni swobody odpowiadających możliwościom ruchu stawu skokowego człowieka, umożliwia także zginanie palców stopy.

Zakresy ruchu przegubów egzoszkieletu zostały dobrane na podstawie badań klinicznych chodu. Zakres ruchu miał być większy, niż wykorzystywany przez człowieka podczas normalnego chodzenia, a jednocześnie z uwagi na bezpieczeństwo użytkownika mniejszy niż maksymalny anatomiczny zakres ruchu. Wyjątkiem jest zginanie grzbietowe/podeszwowe w stawie skokowym, którego zakres jest większy niż u człowieka. Wynika to z konieczności kompensowania ograniczonej liczby stopni swobody egzoszkieletu, oferującej mniejsze możliwości ruchowe niż skomplikowana w budowie stopa człowieka. Wybór tego, które przeguby powinny być napędzane został oparty o kliniczną analizę chodu – zdecydowano, by aktywne były przeguby wymagające najwięcej energii podczas chodzenia. Napędzanie wszystkich przegubów skomplikowałoby konstrukcję i algorytmy sterowania, a także zwiększyło zużycie energii. Do napędzania wybrano przeguby stawu biodrowego, kolanowego i skokowego umożliwiające ruch w płaszczyźnie strzałkowej, a ponadto przeguby przywodzenie/odwodzenie stawu biodrowego, wykorzystywane do przemieszczania środka ciężkości na boki podczas wykonywania kroków [80, 85,109].

Tabela 2.2 – Zakresy ruchu przegubów egzoszkieletu BLEEX.

Przegub	Napęd	Zakres ruchu
Przywodzenie/odwodzenie stawu biodrowego	Tak	16°/16°
Prostowanie/zginanie stawu biodrowego	Tak	10 °/121°
Rotacja biodrowa wewnętrzna/zewnętrzna	Nie	Brak danych
Prostowanie/zginanie stawu kolanowego	Tak	Brak danych/121°
Zginanie grzbietowe/podeszwowe stawu skokowego	Tak	±45°
Inwersja/ewersja stawu skokowego	Nie	20°/20°
Przywodzenie/odwodzenie stawu skokowego	Nie	Brak danych
Całkowita rotacja wewnętrzna/zewnętrzna	–	35°/35°

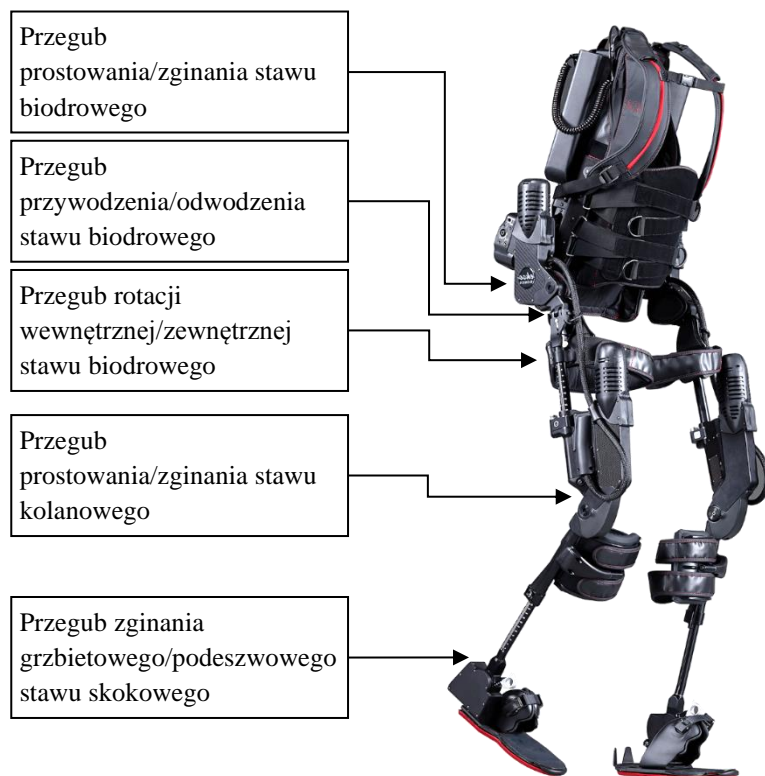


Rysunek 2.6 – Schemat kinematyczny egzozskieletu BLEEX.

2.3.3 Kinematyka egzozskieletu Ekso

Egzozskielet Ekso wyposażony jest w napędy stawów biodrowych i kolanowych w płaszczyźnie strzałkowej. Możliwe jest także odwodzenie i przywodzenie oraz rotacja stawów biodrowych oraz zginanie grzbietowe/podeszwowe stawów skokowych, jednak te stopnie swobody są pozbawione napędów. Jeśli użytkownik egzozskieletu ma wystarczającą władzę w nogach, te stopnie swobody mogą być odblokowane, umożliwiając mu samodzielne wykonywanie ruchów. W Ekso GT możliwa jest płynna regulacja szerokości pasa biodrowego, jest także możliwość dobrania kąta ustawienia biodra w płaszczyźnie czołowej. Rotacja biodrowa zapewniona jest przez możliwość odblokowania obrotu łącznika udowego. Dodatkowo egzozskielet wyposażony jest w przegub znajdujący się poniżej napędzanego przegubu prostowania/zginania stawu biodrowego, pozwalający odwozić nogi podczas siedzenia. Ruch ten jest wykorzystywany przy zakładaniu i zdejmowaniu egzozskieletu, a

przegub jest nieruchomy podczas chodzenia w egzoszkielecie. W stawie skokowym egzoszkieletu oś zginania grzbietowego/podeszwowego pokrywa się z osią stawu użytkownika. Wykonana z włókna węglowego platforma stopy jest podatna i pozwala na pewne zginanie w stawach śródstopno-paliczkowych podczas kroczenia, jednak nie została wyróżniona przez twórców egzoszkieletu jako dodatkowy przegub. Przegub skokowy pozwala na regulację położenia neutralnego oraz sztywności podczas ruchu w płaszczyźnie strzałkowej.

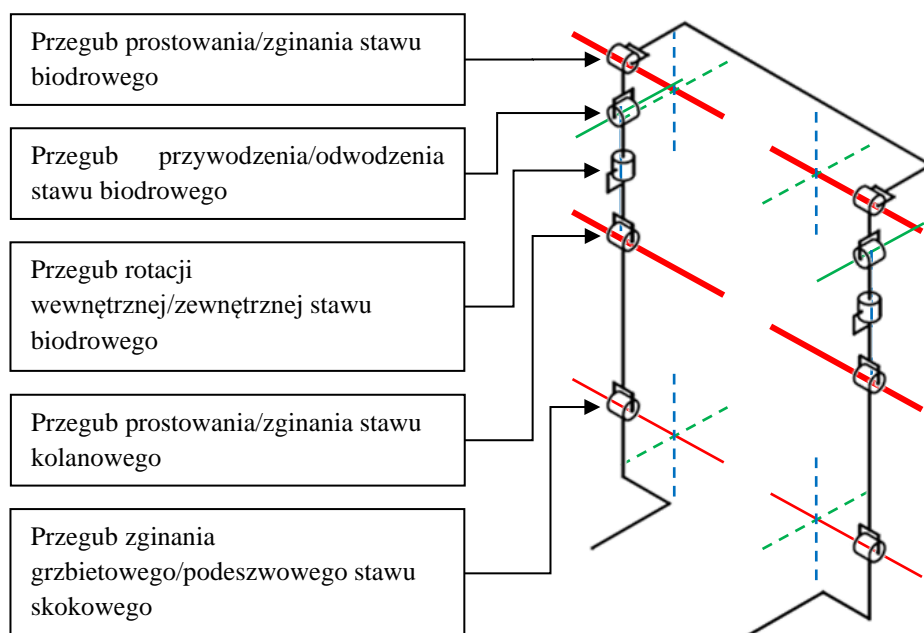


Rysunek 2.7 – Widok ogólny egzoszkieletu Ekso [96].

Przeguby aktywne są napędzane przez bezszczotkowe silniki elektryczne prądu stałego wyposażone w mechanizm zamiany ruchu obrotowego na liniowy typu śruba-nakrętka toczna. Do przekazywania ruchu z nakrętki do przegubu wykorzystywane jest cięgno opasane na krzywce. Kształt krzywki został dobrany tak, by ramię działania siły pozwalało na zapewnienie odpowiedniego momentu napędowego przegubu w całym zakresie jego ruchu. Napęd prostowania/zginania stawu biodrowego pozwala uzyskać maksymalny moment 82 Nm i maksymalną prędkość 14,9 rad/s. Napęd prostowania/zginania stawu kolanowego pozwala uzyskać maksymalny moment 83 Nm i maksymalną prędkość 15,6 rad/s. Pacjent pozbawiony władzy w nogach jest w stanie wykonywać skręty, jednak wymaga to pomocy terapeuty. Terapeuta może trzymać egzoszkielet za tylne uchwyty i pomagać użytkownikowi skręcając jego ciałem. Podczas takiego ruchu występują poślizgi stopy, wokół której wykonywany jest zwrot – efekt ten wyraźnie widać na zapisach filmowych działania urządzenia [63, 94, 111].

Tabela 2.3 – Zakresy ruchu przegubów egzoszkieletu Ekso.

Przegub	Napęd	Zakres ruchu
Przywodzenie/odwodzenie stawu biodrowego	Nie	0°/55°
Prostowanie/zginanie stawu biodrowego	Tak	20°/135°
Rotacja biodrowa wewnętrzna/zewnętrzna	Nie	±45°
Prostowanie/zginanie stawu kolanowego	Tak	0°/120°
Zginanie grzbietowe/podeszwowe stawu skokowego	Nie	10° /20°
Inwersja/ewersja stawu skokowego	Nie	Przegub sztywny, pozbawiony możliwości ruchu
Przywodzenie/odwodzenie stawu skokowego	Nie	Przegub sztywny, pozbawiony możliwości ruchu

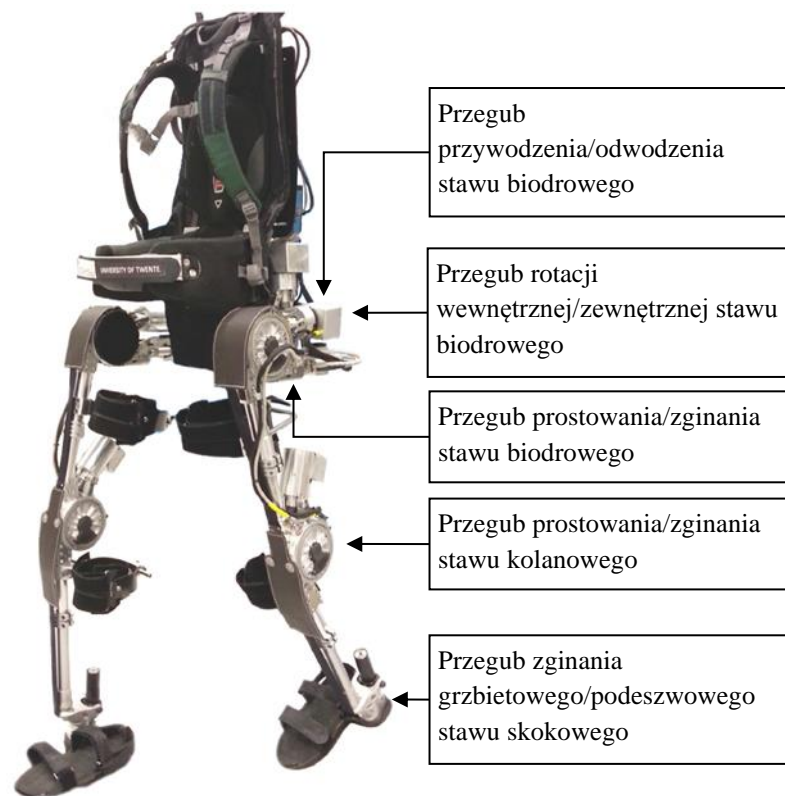


Rysunek 2.8 – Schemat kinematyczny egzoszkieletu Ekso.

2.3.4 Kinematyka egzoszkieletu Mindwalker

Egzoszkielet Mindwalker wyposażony jest w napędy stawów biodrowych (dwa stopnie swobody – prostowanie/zginanie oraz przywodzenie/odwodzenie) i kolanowych (jeden stopień swobody). Pozostałe stopnie swobody, czyli rotacja biodrowa oraz zginanie grzbietowe/podeszwowe stawu skokowego są nienapędzane, ale wyposażone w sprężyny przywracające je do neutralnego położenia. Znajdujący się w tylnej części pasa biodrowego napędzany przegub umożliwia przywodzenie/odwodzenie stawu biodrowego. Wskazany przegub jest połączony łącznikiem stanowiącym część pasa biodrowego z nienapędzanym przegubem rotacji wewnętrznej/zewnętrznej stawu biodrowego. Przegub ten, centrowany sprężynowo, znajduje się z tyłu, po zewnętrznej stronie bioder użytkownika. Jest połączony łącznikiem z przegubem prostowania/zginania biodra, który następnie jest połączony łącznikiem udowym z przegubem prostowania/zginania kolana. Ten z kolei jest połączony łącznikiem goleniowym z przegubem zginania grzbietowego/podeszwowego stawu

skokowego. Te trzy przeguby są napędzane. Do napędów przegubów służą siniki elektryczne wyposażone w mechanizm zamiany ruchu obrotowego na liniowy typu śruba-nakrętka toczna. Egzoszkielet umożliwia inwersję/ewersję stawu skokowego, jednak pozbawiony jest osobnego przegubu – zamiast tego, do umożliwienia ruchu w niewielkim zakresie kątowym wykorzystywana jest podatność platformy stopy. Osie prostowania/zginania oraz przywodzenia/odwodzenia przegubów biodrowych znajdują się na tej samej wysokości i pokrywają się z osiami obrotu stawu użytkownika egzoszkieletu. Oś rotacji biodrowej przegubu egzoszkieletu jest przesunięta względem osi rotacji stawu biodrowego użytkownika. Ze względu na niewielki zakres kątowy tego ruchu i dopuszczalne przesunięcia między częściami ciała użytkownika a łącznikami egzoszkieletu, takie rozwiązanie nie skutkuje dużymi obciążeniami stawów człowieka.

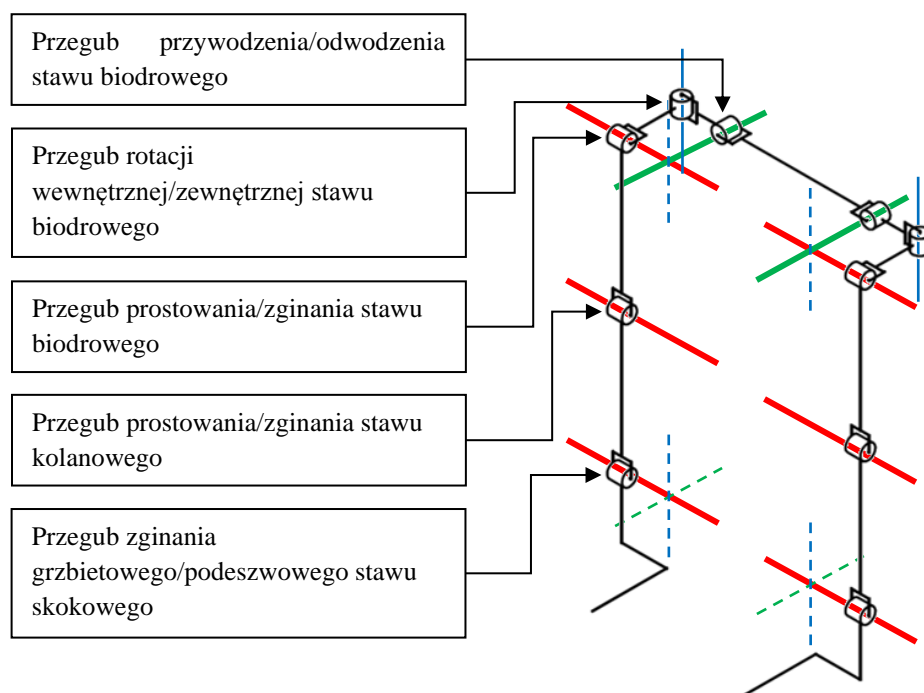


Rysunek 2.9 – Widok ogólny egzoszkieletu Mindwalker [71].

Uwagę zwraca możliwość odwodzenia i przywodzenia w przegubie biodrowym, przy zastosowaniu przegubu stawu skokowego wyposażonego w możliwość inwersji/ewersji w mniejszym zakresie kątowym. Oznacza to, że może wystąpić współpraca krawędziowa podeszwy z podłożem, gdy zostanie wykonany ruch nogi w bok. Sytuacja taka jest widoczna na filmie demonstrującym możliwości ruchowe egzoszkieletu [71, 113].

Tabela 2.4 – Zakresy ruchu przegubów egzozszkieletu Mindwalker.

Przegub	Napęd	Zakres ruchu
Przywodzenie/odwodzenie stawu biodrowego	Tak	19° /22°
Prostowanie/zginanie stawu biodrowego	Tak	18°/110°
Rotacja biodrowa wewnętrzna/zewnętrzna	Nie	±10°
Prostowanie/zginanie stawu kolanowego	Tak	1,5°/120°
Zginanie grzbietowe/podeszwowe stawu skokowego	Nie	20° /20°
Inwersja/ewersja stawu skokowego	Nie	±10°, brak osobnego przegubu – wykorzystana podatność podeszwy platformy stopy
Przywodzenie/odwodzenie stawu skokowego	Nie	Przegub sztywny, pozbawiony możliwości ruchu

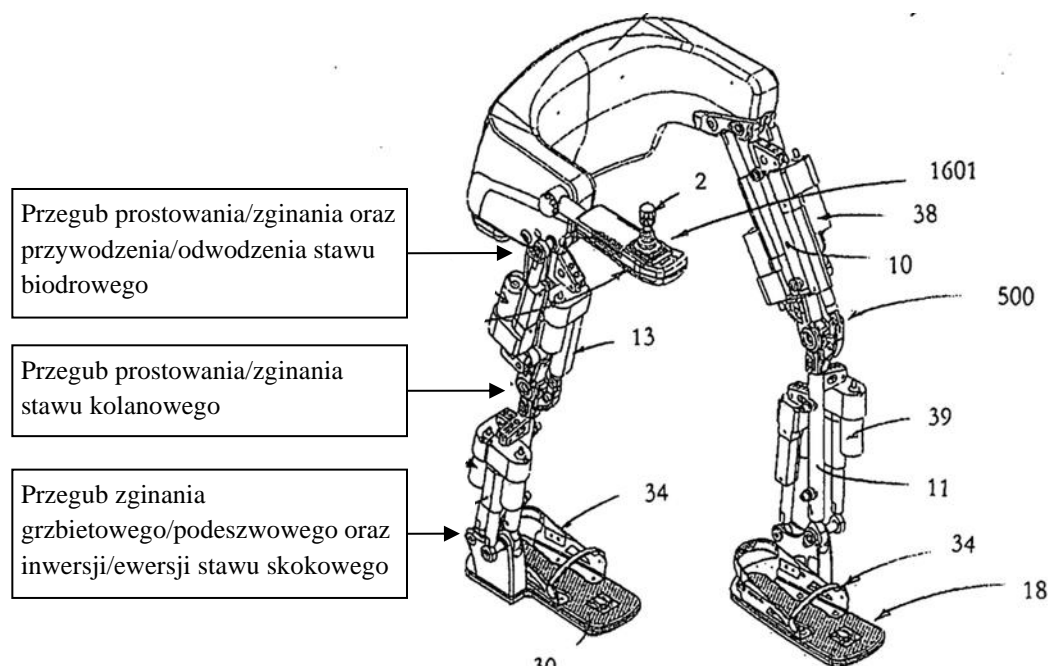


Rysunek 2.10 – Schemat kinematyczny egzozszkieletu Mindwalker.

2.3.5 Kinematyka egzozszkieletu REX

Egzozszkielet REX napędzany jest przez silniki elektryczne z mechanizmami zamiany ruchu obrotowego na liniowy typu śruba-nakrętka. Napędzane stopnie swobody obejmują staw biodrowy (dwa stopnie swobody – prostowanie/zginanie oraz przywodzenie/odwodzenie), staw kolanowy (jeden stopień swobody – prostowanie/zginanie) i stawy skokowe (dwa stopnie swobody – zginanie grzbietowe/podeszwowe oraz inwersja/ewersja). Trzy napędy umieszczone są w łączniku udowym (odpowiadające za ruch stawu biodrowego i kolanowego), a dwa znajdują się na łączniku goleniowym (odpowiadające za ruchy stawu skokowego). Osie obrotu prostowania i zginania biodra, kolana i stawu skokowego pokrywają się z osiami zgięć przegubów użytkownika. Osie przywodzenia/odwodzenia stawu biodrowego oraz inwersji/ewersji stawu skokowego są przesunięte względem osi zgięć przegubów użytkownika.

Można przypuszczać, że ze względu na małe zakresy ruchu projektanci egzoszkieletu uznali takie przesunięcia za akceptowalne.

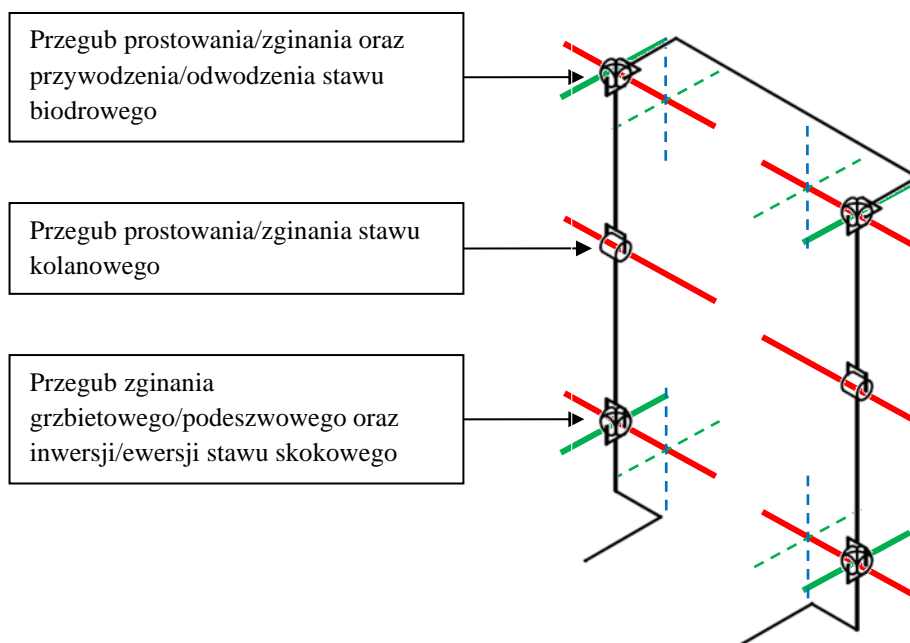


Rysunek 2.11 – Schematyczny rysunek egzoszkieletu REX [107].
Numeracja na rysunku odnosi się do opisu patentowego.

Pomimo braku jakiegokolwiek możliwości ruchu w płaszczyźnie poprzecznej (to jest rotacji wewnętrznej/zewnętrznej biodrowej bądź przywodzenia/odwodzenia stawu skokowego) egzoszkielet ten umożliwia skręcanie. Ruch ten odbywa się poprzez wykonywanie niewielkich kroków, podczas których obie stopy mają kontakt z podłożem. Jedna ze stóp jest zginana grzbietowo, a druga podszwowo, przez co ciężar ciała użytkownika spoczywa na pięcie jednej stopy i palcach drugiej. Przeciwny ruch stóp przesuwanych po podłożu powoduje skręt użytkownika. Brak możliwości rotacji skutkuje równoległym ustawieniem stóp podczas wykonywania całego manewru, co oznacza, że stopy ślizgają się po podłożu. Wykonanie skrętu o 90° wymaga dwóch kroków i trwa około 10 sekund. Dzięki wykonywaniu niewielkich kroków promień skrętu również jest niewielki [89, 90, 107].

Tabela 2.5 – Zakresy ruchu przegubów egzoszkieletu REX.

Przegub	Napęd	Zakres ruchu
Przywodzenie/odwodzenie stawu biodrowego	Tak	Brak danych
Prostowanie/zginanie stawu biodrowego	Tak	Brak danych
Rotacja biodrowa wewnętrzna/zewnętrzna	Nie	Przegub sztywny, pozbawiony możliwości ruchu
Prostowanie/zginanie stawu kolanowego	Tak	Brak danych
Zginanie grzbietowe/podeszwowe stawu skokowego	Tak	Brak danych
Inwersja/ewersja stawu skokowego	Tak	Brak danych
Przywodzenie/odwodzenie stawu skokowego	Nie	Przegub sztywny, pozbawiony możliwości ruchu



Rysunek 2.12 – Schemat kinematyczny egzozszkieletu REX.

2.4 Podsumowanie analizy

Bardziej rozwinięta analiza konstrukcji egzozszkieletów, skupiona na urządzeniach oferujących stopnie swobody umożliwiające ruchy członów nie ograniczone do płaszczyzny strzałkowej, pozwoliła wskazać zarówno cechy wspólne konstrukcji, jak i różnice występujące między nimi. Dodatkowo analiza unaoczniała, jak mało spośród kilkudziesięciu egzozszkieletów wymienionych wcześniej jest wyposażonych w mechanizmy pozwalające na skręcanie.

Układ przedstawionych tu egzozszkieletów, z wyjątkiem konstrukcji Rex, stanowi ciąg kinematyczny przegubów o jednym stopniu swobody, połączonych tak, by możliwie wiernie odwzorować ruch stawów człowieka. Osie obrotu przegubów nie zawsze pokrywają się z osiami obrotu stawów człowieka, a ciągi kinematyczne poszczególnych konstrukcji są różne. Można jednak wskazać rozwiązania stosowane we wszystkich konstrukcjach. Są to między innymi tendencja do napędzania jedynie ograniczonej liczby przegubów czy konstrukcja pasa biodrowego obejmująca tylną, dolną część pleców użytkownika. Napędzanie tylko wybranych stawów z pewnością zmniejsza skomplikowanie konstrukcji i jej masę, a co za tym idzie redukuje zużycie energii i zwiększa niezawodność kosztem ograniczenia możliwości ruchowych. Widoczny jest także trend stosowania szeregowo połączonych przegubów o jednym stopniu swobody zamiast pojedynczych węzłów kinematycznych o większej liczbie stopni swobody. Niewielka liczba analizowanych konstrukcji egzozszkieletów utrudnia

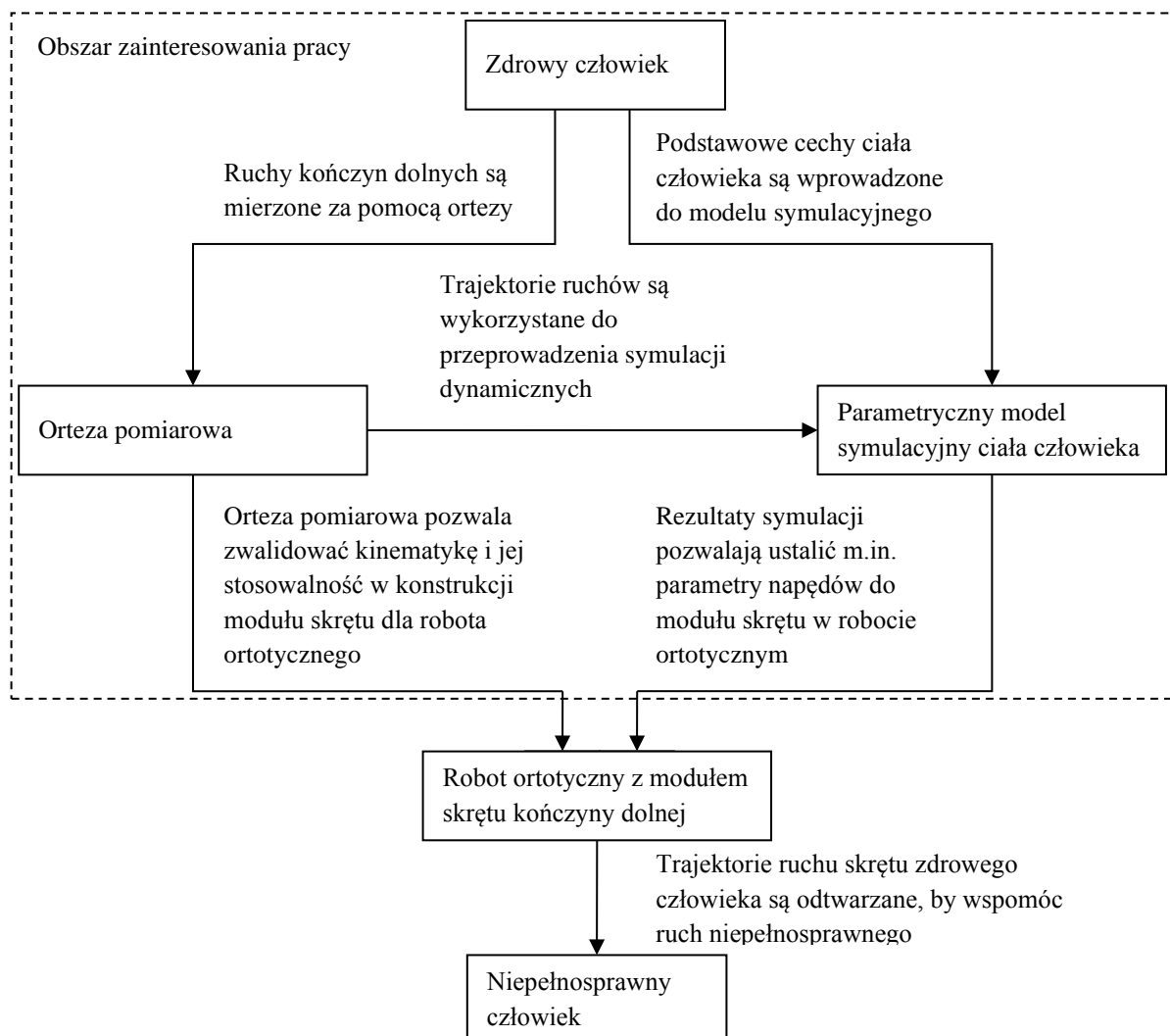
generalizowanie, jednak można zauważyć, że możliwość przywodzenia/odwodzenia stawu biodrowego była najczęściej realizowana poprzez zastosowanie przegubu w tylnej części pasa biodrowego, którego oś obrotu pokrywa się z osią obrotu stawu użytkownika. Inne przeguby, poza tymi działającymi w płaszczyźnie strzałkowej, przeważnie oferują oś obrotu przesuniętą względem osi obrotu stawu.

Techniki skręcania tych egzozszkieletów trudno jednoznacznie określić ze względu na skromne informacje udostępniane na ten temat. Egzozszkielet REX wykorzystuje przeciwbieżny ruch nóg w celu skręcania, podczas którego podeszwy platform stóp ślizgają się po podłożu. Aby skręcić egzozszkieletem Ekso pomocne jest wsparcie terapeuty, skręcającego urządzenie z pomocą uchwytów na części plecowej. Nie jest znana dokładna technika skręcania egzozszkieletów Mindwalker i konstrukcji z IHMC, dlatego na podstawie kinematyki i zapisów filmowych działania egzozszkieletów przypuszcza się, że w tym celu wykorzystywana jest przede wszystkim możliwość rotacji biodrowej. Na najbardziej naturalny ruch zdaje się pozwalać egzozszkielet BLEEX, jednak należy pamiętać, że jest to konstrukcja mająca wspomagać żołnierzy, przeznaczona dla ludzi mających pełną władzę w nogach.

3 Metodyka badań

3.1 Koncepcja metodyki badań

Przyjęta koncepcja metodyki badań zakłada zastosowanie zaprojektowanego urządzenia mechanicznego – ortezy pomiarowej – do mierzenia kątów orientacji kości udowej w stawie biodrowym podczas ruchu złożonego kończyny dolnej człowieka, ze szczególnym skupieniem na ruchu skrętu o małym promieniu. Zebrane dane, czyli zapis kątów orientacji w czasie, zostaną następnie wprowadzone do symulacyjnego modelu ciała człowieka. Parametryczny model ciała człowieka uwzględnia jego wymiary, masę i masowe momenty bezwładności członów, na które składają się części ciała człowieka oraz ortezy. Symulacje wykonywania ruchu o zmierzonej trajektorii pozwolą dostarczyć danych m.in. o momentach siły w przegubach ortezy niezbędnych do wywołania takiego ruchu oraz wymaganej mocy napędów, a zatem oszacować, na jakie obciążenia powinien być przygotowany moduł skrętu dla robota ortotycznego obejmującego kończyny dolne.



Rysunek 3.1 – Schemat ideowy przedmiotu pracy.

3.2 Uzasadnienie wybranej metodyki badań

Podobne pomiary można obecnie przeprowadzić bez zastosowania wyspecjalizowanej ortezy, na przykład poprzez wykorzystanie systemów wizyjnych. Ich zaletą jest między innymi to, że użytkownik nie jest dodatkowo obciążany albo obciążenie to jest pomijalnie małe (niektóre systemy wymagają zamocowania na badanym człowieku niewielkich znaczników). Inaczej jest w przypadku ortezy – jej użytkownik nie tylko przenosi masę urządzenia, ale ponadto jest obciążany masowymi momentami bezwładności członów urządzenia i podczas poruszania się musi pokonywać siły tarcia w węzłach. To istotne wady, jednak zastosowanie specjalnie do tego celu zaprojektowanej ortezy pozwala zwalidować wybraną koncepcję kinematyki, która – o ile się sprawdzi – może potem zostać wykorzystana do opracowania modułu skrętu dla robota ortotycznego. Przeprowadzenie pomiarów skrętu w układzie możliwie zbliżonym do systemu wymuszającego taki skręt pozwoli na bliskie odtworzenie nienapędzanego ruchu wykonywanego przez człowieka za pomocą systemu aktywnego. Dodatkowo orteza może być po części uznana za podstawowy prototyp, który dostarczy informacji o tym, czy zaprojektowane rozwiązania sprawdzają się w rzeczywistości. Następną zaletą wykorzystania urządzenia mechanicznego jest możliwość wprowadzenia ograniczeń ruchowych, poprzez zredukowanie zakresu ruchu bądź całkowite zablokowanie przegubów, co ułatwi dążenie do ograniczenia liczby napędów i niezbędnego zakresu ruchu członów w docelowym robocie ortotycznym, tak by przyszły aktywny układ skrętu był niewielki, lekki i zużywał mało energii.

3.3 Porównanie z innymi metodami pomiarowymi

Wykorzystanie mechanicznego urządzenia do pomiarów ruchu ciała człowieka nie jest jedynym możliwym rozwiązaniem. W dziedzinie szeroko pojętego śledzenia ruchów do zastosowań medycznych, wojskowych czy nawet rozrywkowych powszechnie używane są systemy optyczne [15, 50]. Zazwyczaj kilka kamer o pokrywających się polach widzenia tworzy przestrzeń pomiarową, w której rejestrowane są ruchy człowieka. Systemy wizyjne mogą być w nieskomplikowany sposób dostosowane także do śledzenia ruchów zwierząt i przedmiotów. Niektóre systemy wymagają oznaczenia badanej osoby pasywnymi lub aktywnymi znacznikami, a inne opierają się na analizie obrazu bez dodatkowych markerów. Niekiedy w systemach wykorzystywane są kamery głębi. Systemy optyczne pozwalają akwizować znaczne ilości danych jednocześnie, dzięki czemu nie są ograniczone do śledzenia jednej osoby i często umożliwiają przetwarzanie w czasie rzeczywistym. Używane są nie tylko systemy śledzące ruchy członków, możliwe jest także akwizowanie mimiki twarzy. Systemy

optyczne, szczególnie te z pasywnymi znacznikami, właściwie zupełnie nie ograniczają ruchów badanych osób. W dziedzinie przechwytywania ruchu najbardziej rozpowszechnione są systemy optyczne, oferowane komercyjnie między innymi przez firmy Vicon [142], Qualisys [123] i OptiTrack [118]. Ze względu na niską cenę i szeroką dostępność, akademicy chętnie korzystają z akcesorium Kinect przeznaczonego oryginalnie do gier ruchowych [76].

Istnieją także rozwiązania, które nie wykorzystują światła widzialnego, tylko korzystają z innego wycinka spektrum elektromagnetycznego. Jednym z zastosowań takich systemów jest śledzenie celowników najełmowych w kokpitach wojskowych samolotów i śmigłowców. Wykorzystywane są również systemy inercyjne, w których na poszczególne części ciała zakładane są zespoły wykrywające liniowe i kątowe przyspieszenia, na podstawie których wyznaczana jest pozycja i orientacja członków, jak w przypadku MVN firmy Xsens [148]. Znane są także systemy akustyczne, wykorzystujące stacjonarne mikrofony i znaczniki emitujące dźwięki, ale obecnie nie są szeroko stosowane – ich główną słabością jest czułość na echo i trudność z odfiltrowywaniem zakłóceń [50].

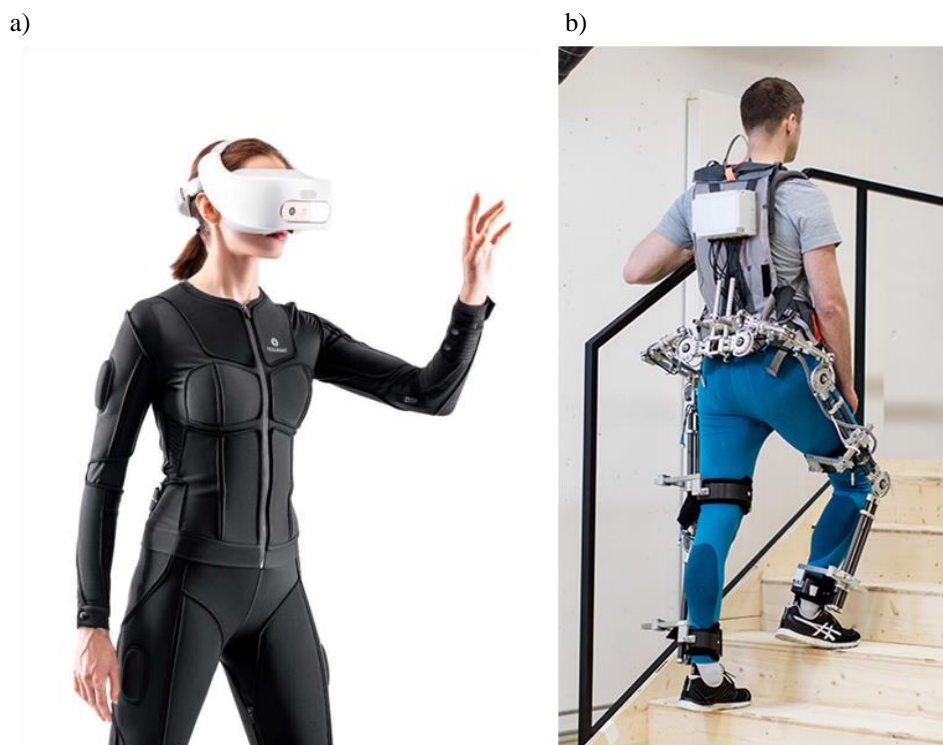


Rysunek 3.2 – Odmienne systemy śledzenia ruchu: a) system optyczny [148], b) system inercyjny z opaskami wyposażonymi w czujniki [148] i c) system magnetyczny, zaznaczony zespół czujników położenia helmu [108].

W porównaniu z systemami optycznymi, rozwiązanie mechaniczne nie jest ograniczone polem pomiarowym i jest bardziej odporne na zakłócenia. Nie występuje w nim także problem przesłaniania znaczników, trudności z ich odróżnianiem ani błędne dopasowania pozycji obserwowanej osoby do obrazu, znane z systemów bezznacznikowych. W systemach mechanicznych nie jest potrzebna kalibracja przestrzeni pomiarowej jak w przypadku rozwiązań optycznych, jednak konieczne jest dobranie stroju do osoby z niego korzystającej. Przetwarzanie końcowe danych jest zwykle prostsze i wymaga mniejszych zasobów mocy obliczeniowej w porównaniu z systemami wizyjnymi. Należy wskazać, że bez dodatkowych czujników mechaniczny system pomiaru ruchu nie dostarcza informacji o tym, gdzie jest podłoże ani o aktualnej lokalizacji badanej osoby [15]. Z tego powodu do pełnego pomiaru

ruchu korzystne jest rozwinięcie systemu mechanicznego – przeważnie o akcelerometry i żyroskopy zamontowane przynajmniej na tułowiu. W kontekście tej pracy cecha systemu mechanicznego uznawana zwykle za wadę, to jest ograniczanie swobody ruchu, stała się w istocie zaletą, gdyż celem było właśnie zmierzenie ruchu złożonego przy ograniczeniach wprowadzanych przez zewnętrzny szkielet. Jedynym z komercyjnie dostępnych mechanicznych systemów akwizycji ruchu jest egzoskielet Gypsy [100].

Choć nie są tak powszechnie wykorzystywane jak rozwiązania wizyjne, to w gałęzi związanej z egzoskieletami systemy mechaniczne nie straciły na znaczeniu i obecnie powstają nowe tego rodzaju urządzenia. Przykładem stosunkowo młodej konstrukcji jest egzoskielet VLEXO (ang. Versatile Lower Limb Exoskeleton – wszechstronny egzoskielet kończyn dolnych) [143] – pasywne urządzenie pozwalające na pomiar ruchu człowieka przy jego mechanicznych ograniczeniach. Rozwój gier korzystających z rzeczywistości wirtualnej i rozszerzonej pociągnął za sobą opracowywanie nowych kombinezonów, pozwalających na przechwytywanie ruchu, a niekiedy także przekazywanie taktylnych wrażeń, jak w przypadku stroju Teslasuit [134].



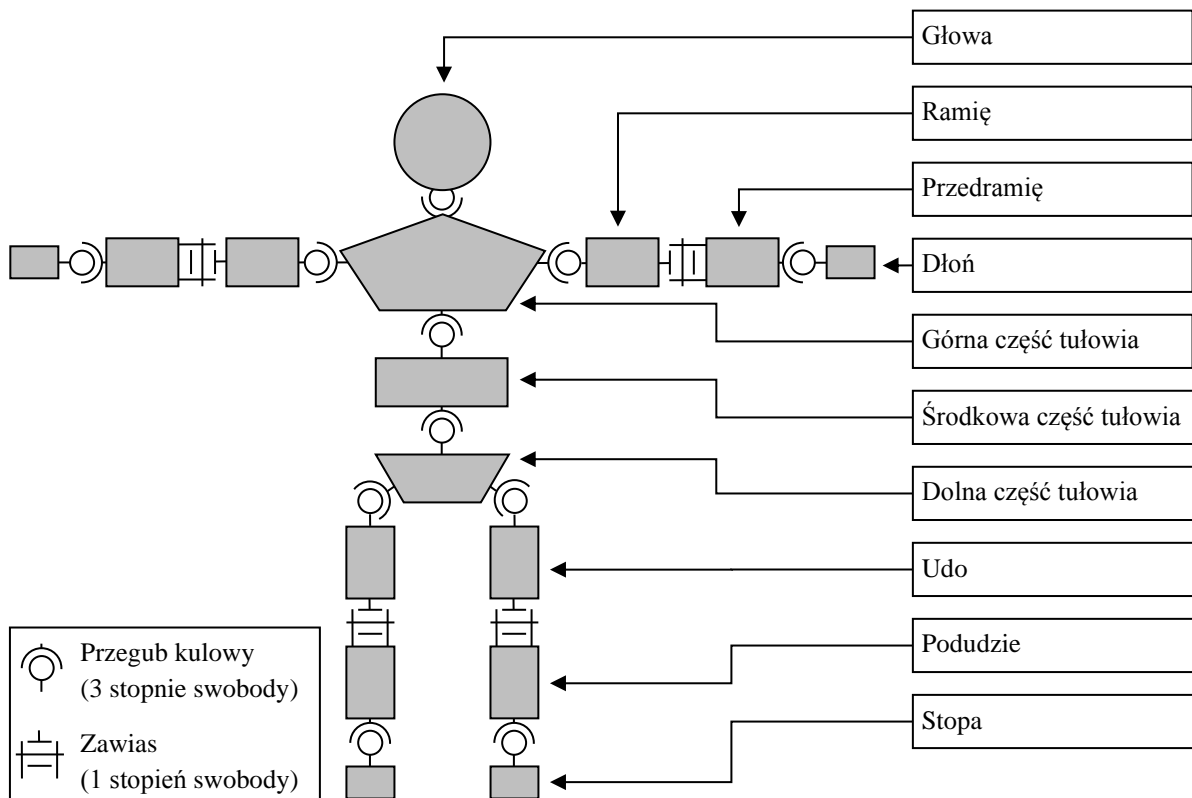
Rysunek 3.3 – Egzoskielety do mechanicznego pomiaru ruchu: a) Teslasuit [134] oraz b) VLEXO [143].

4 Parametryczny model symulacyjny ciała człowieka

Parametryczny symulacyjny model ciała człowieka jest uproszczonym trójwymiarowym odwzorowaniem podstawowych cech ciała człowieka, uzależnionym od parametrów wzrostu oraz masy. Model został wykonany w środowisku programu MSC Adams.

4.1 Podstawowe cechy parametrycznego modelu ciała człowieka

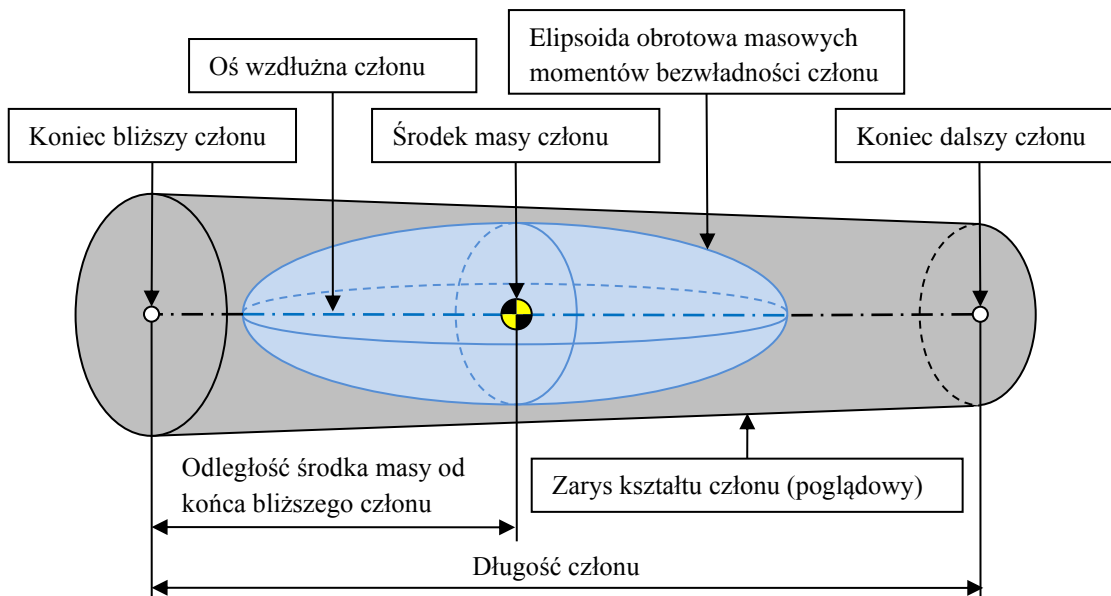
Opracowany parametryczny model symulacyjny ciała człowieka składa się z 16 członów: głowy, górnej części tułowia, środkowej części tułowia, dolnej części tułowia oraz lewego i prawego przedramienia, ramienia, dłoni, uda, podudzia i stopy. Poszczególne człony połączone są za pomocą przegubów przybliżających działanie stawów człowieka za pośrednictwem podstawowych par kinematycznych.



Rysunek 4.1 – Schemat symulacyjnego modelu ciała człowieka.

Każdy z członów opisywany jest przez podstawowe właściwości fizyczne: masę, wymiary geometryczne, położenie środka ciężkości i wartości głównych masowych momentów bezwładności. Parametry te, z wyjątkiem wymiarów, zostały oparte na danych opartych na badaniach grupy 100 mężczyzn [5]. Rezultaty tych pomiarów zostały przedstawione w formie równań regresji, gdzie dane wejściowe stanowiły wzrost i masa człowieka. Wymiary członów natomiast zostały oparte na analizie zależnej jedynie od wzrostu człowieka [75]. Do

parametrów wejściowych modelu opracowanego w środowisku MSC Adams prócz masy i wzrostu należy także wymiar podniesienia modelu ponad powierzchnię, mający umożliwić przyszłe zastosowanie modelu robota ortotycznego o zadanej grubości platform stóp bez ich przenikania przez płaszczyznę podłoża.



Rysunek 4.2 – Schematyczny rysunek członu modelu wraz z podstawowymi parametrami.

Środek globalnego układu współrzędnych umieszczony został na podłożu i znajduje się pod kręgosłupem modelu. Oś X jest normalna do płaszczyzny strzałkowej i skierowana w prawo, oś Y normalna do płaszczyzny czołowej i skierowana w przód, a oś Z normalna do płaszczyzny poprzecznej i skierowana w górę. W poszczególnych członach znajdują się lokalne układy współrzędnych, w których oś Z wyznacza oś długą, a oś X strzałkową. Pozycja początkowa modelu odwzorowuje anatomiczną postawę „T”, czyli pozycję wyprostowaną z rozpostartymi ramionami.

W tabeli 4.1 zawarto przykładowe wybrane parametry modelu. Masy członów sumują się do wartości zadanej masy całkowitej ciała człowieka (po uwzględnieniu dwukrotnego dodania mas kończyn), podobnie wysokość modelu w środowisku MSC Adams odpowiada zadanej.

Tabela 4.1 – Przykładowe wartości parametrów członów człowieka o masie 70 kg i wzroście 1,80 m.

Człon	Masa [kg]	Długość [m] (wymiar dominujący)	Położenie środka masy [m] (wzdłuż osi podłużnej)	Masowy moment bezwładności [kg·m ²]		
				XX	YY	ZZ
Głowa	5,1	0,23	0,12	267,3	226,2	177,3
Górna część tułowia	10,7	0,27	0,12	709,0	1563,5	1286,8
Środkowa część tułowia	10,9	0,20	0,10	572,9	790,7	785,4
Dolna część tułowia	8,1	0,23	0,09	529,8	732,2	730,0
Ramię	1,9	0,33	0,13	2117,9	2190,3	290,4
Przedramię	1,1	0,26	0,15	405,6	414,2	54,7
Dłoń	0,5	0,19	0,12	36,0	42,2	36,9
Udo	10,1	0,51	0,25	117,9	135,8	43,9
Podudzie	3,1	0,44	0,17	58,5	59,8	7,7
Stopa	1,0	0,27	0,14	6,4	9,1	2,9

4.2 Uproszczenia modelu ciała człowieka

Poszczególne człony wchodzące w skład modelu są bryłami sztywnymi. Ze względu na dostępne dane odwzorowano jedynie ciało mężczyzny. Brak stosownych danych sprawił także, że nie uwzględniono masowych momentów dewiacji, jednak ze względu na kształt członów (bryły wypukłe o jednym lub dwóch wymiarach dominujących) uznano, że byłyby one pomijalnie niewielkie. Model ciała człowieka jest symetryczny i zawiera wyłącznie szeregowy łańcuchy kinematyczne, brak w nim połączeń równoległych.

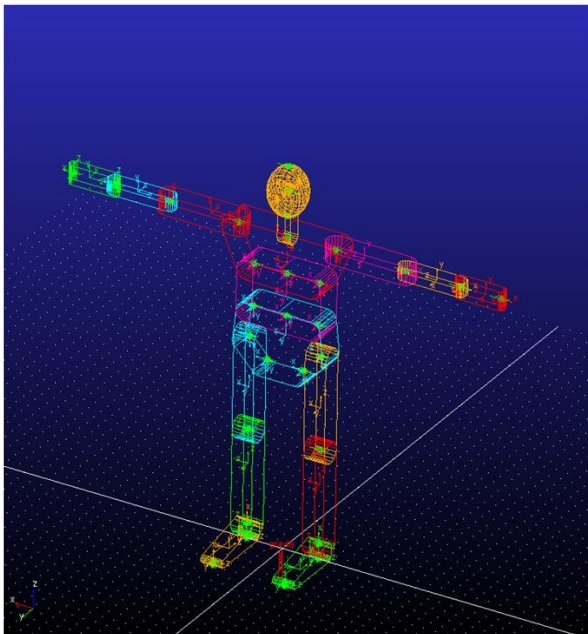
W modelu stawy człowieka znajdujące się w bezpośredniej bliskości zostały sprowadzone do jednego przegubu. Przykładem rezultatu takiego działania jest przegub skokowy, który w modelu jest przegubem kulistym, przybliżającym górny staw skokowy i dolny staw skokowy. Stawy, których możliwość ruchu w jednej osi zależy od położenia w drugiej (jak staw kolanowy, w którym rotacja jest możliwa jedynie po częściowym zgięciu kończyny dolnej) zostały uproszczone poprzez nadanie im tylko jednego stopnia swobody, czyli przybliżenia za pomocą zawiasu. Kręgosłup został uproszczony poprzez podzielenie go na trzy sztywne odcinki, odpowiadające segmentom tułowia, połączone za pośrednictwem przegubów kulowych.

Model został oparty na osobnych zestawach danych, źródło wymiarów członów jest inne niż źródło mas, masowych momentów bezwładności oraz położenia środków ciężkości członów. Z tego powodu wprowadzone mogły zostać pewne nieścisłości, gdyż sposoby segmentacji ciała człowieka stosowane przez osobne zespoły mogą odbiegać od siebie, nawet pomimo tego, że oba źródła używały modeli 16-segmentowych. Ze względu na rozbieżność danych, na których

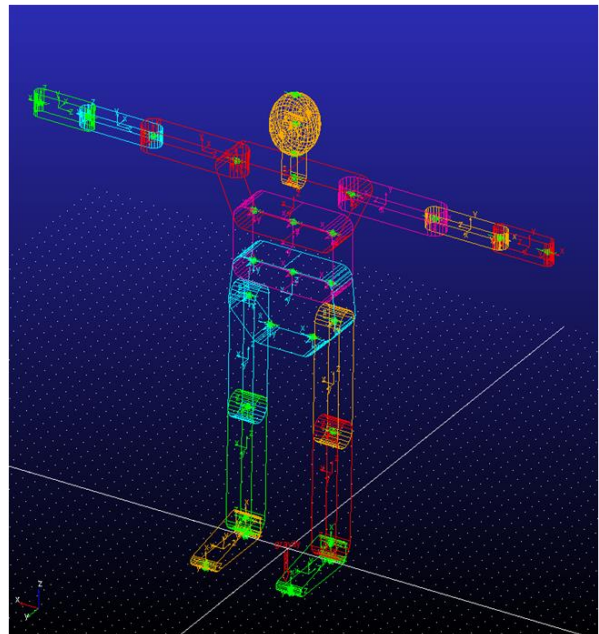
oparty został model, sżyja ma objętość, jednak jej masa oraz masowe momenty bezwładności są ujęte w głowie modelu.

Model wizualny służy do ilustracji działania modelu i jest częściowo związany z modelem fizycznym. Model wizualny jest częściowo parametryczny, to jest zależny od wzrostu człowieka, natomiast nie jest zależny od masy. Wymiary dominujące członów i położenie środków ciężkości są bezpośrednio związane z warstwą fizyczną modelu. Masa członów jest wprowadzona bezpośrednio jako parametr wynikający z modelu regresji i nie jest zależna od objętości i gęstości poszczególnych członów. Choć stosowanym przybliżeniem części ciała człowieka są elipsoidy obrotowe, w modelu członki są ilustrowane przez zaokrąglone prostopadłości, dzięki czemu można łatwiej dostrzec ich rotację, zwłaszcza w osi podłużnej. W pobliżu przegubów widoczne jest częściowe przenikanie sąsiadujących członów, jednak dotyczy ono tylko warstwy wizualnej i nie ma negatywnego wpływu na funkcjonowanie modelu.

a)



b)



Rysunek 4.3 – Model wizualny ciała człowieka: a) dla masy 60 kg i wzrostu 1,60 m; b) dla masy 90 kg i wzrostu 1,90 m.

Położenie środków ciężkości w osiach podłużnych członów jest uzależnione od parametrów ciała. Założono, że środki ciężkości znajdują się pośrodku przekrojów członów, gdyż w materiałach źródłowych ich położenie w osiach poprzecznych do osi długiej nie zostało podane. W modelu nie są uwzględniane opory ruchu wynikające z tarcia w stawach oraz oporów powietrza, które jednak przy przewidywanych wartościach prędkości ruchu nie mają istotnego wpływu na obciążenia.

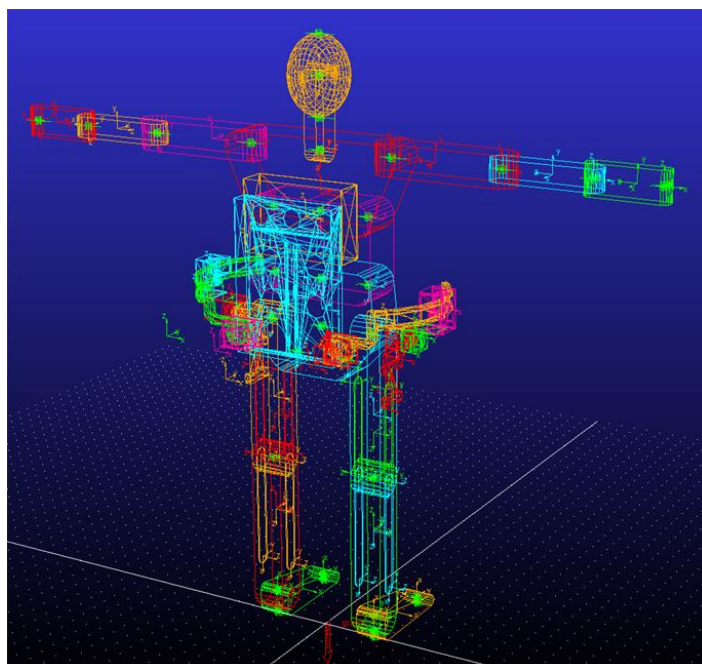
4.3 Rozbudowa modelu o ortezę pomiarową

Parametryczny model ciała człowieka został rozbudowany o model ortezy pomiarowej. Model ten został wprowadzony po zaprojektowaniu i wykonaniu urządzenia opisanego bliżej w następnych rozdziałach. Na mierzony ruch człowieka wpływ mają także obciążenia masą i masowymi momentami bezwładności ortezy oraz momentami tarcia w przegubach, a przyszły egzoszkielek musi mieć wystarczającą moc do poruszania nie tylko ciałem użytkownika, ale także członami samego urządzenia.

Człony w modelu ortezy mają parametry tego samego rodzaju, co człony ciała człowieka – wprowadzone są zatem ich położenia w przestrzeni, rodzaje przegubów łączących człony, masy, położenia środków mas oraz masowe momenty bezwładności. Możliwe jest zaimportowanie dokładnego modelu części, przypisanie mu materiału o odpowiedniej gęstości i wyliczenie masy, położenia jej środka oraz masowych momentów bezwładności na podstawie geometrii. Takie działanie powoduje jednak znaczące spadki wydajności oraz długotrwałe obliczenia symulacji. Z tego powodu wprowadzono rozwiązanie oferujące równoważne wyniki, jednak niepowodujące zauważalnego obniżenia wydajności. Zaprojektowane zostały uproszczone modele członów ortezy, służące jedynie do ich wizualnego przedstawienia. Dane do modelu fizycznego zostały obliczone na podstawie części o złożonym kształcie i wprowadzone jako właściwości części z uproszczonym modelem wizualnym. Dzięki temu parametry zostały obliczone na podstawie geometrii, ale tylko raz i nie muszą być przeliczane ponownie w każdej symulacji. W przeciwieństwie do danych części ciała człowieka, dostępne były pełne informacje o położeniu środka masy w trzech kierunkach oraz masowych momentach bezwładności wraz z momentami dewiacji, które występowały z uwagi na kształty członów. Ponadto uwzględniono współczynniki tarcia w członach obrotowych ortezy, które skutkują dodatkowymi momentami sił tarcia podczas wzajemnego ruchu członów.

Liczba członów modelu symulacyjnego ortezy nie odpowiada liczbie części, z których składa się rzeczywista konstrukcja. Części, które podczas używania urządzenia nie poruszają się względem siebie, zostały połączone w modelu ortezy. Wykonanie takich podzespołów poprawia szybkość przeprowadzania obliczeń i nie ma negatywnego wpływu na wyniki, dzięki temu, że parametry fizyczne podłożenia są równoważne z parametrami pojedynczych sztywno połączonych części. W modelu ortezy znajdują się zatem człony obrotowe urządzenia związane z ruchami prostowania/zginania, przywodzenia/odwodzenia i rotacji biodrowej, a także człony

liniowe umożliwiające justowanie osi działania urządzenia do stawu człowieka. Model ortezy dostosowuje się do parametrycznego modelu ciała człowieka – wraz z jego zmianami w zależności od wzrostu i masy człony urządzenia przesuwają się tak, by część plecowa przywierała do pleców modelu, środki obrotu członów pokrywały się ze stawami wirtualnego człowieka, a łączniki na końcach łańcucha kinematycznego stykały się z częściami udowymi kończyn dolnych.



Rysunek 4.4 – Model ciała człowieka z ortezą pomiarową, widok od strony pleców.

5 Orteza do pomiaru ruchu kończyn dolnych człowieka

5.1 Ogólne założenia i wymagania związane z ortezą

Prace nad ortezą przeznaczoną do pomiaru ruchu kończyn dolnych człowieka rozpoczęto od rozważań związanych z jej strukturą kinematyczną i oszacowania wymaganych wymiarów. Wśród możliwych do wykonania koncepcji kinematyki układu rozważano zarówno układy wyposażone jedynie w węzły obrotowe o jednym stopniu swobody (zawiasy), jak i bardziej rozbudowane układy, w tym wykorzystujące przesuwające się sfery. Dążono do tego, by przesunięcia liniowe między środkiem obrotu kości w panewce stawowej a środkiem obrotu członów egzoszkieletu były możliwie małe, niezależnie od kątów położenia członów (w zakresie anatomicznie osiągalnym przez człowieka). Porównano także korzyści wynikające z zastosowania kilku sztywnych członów połączonych przegubami o jednym stopniu swobody w porównaniu ze skonstruowaniem bardziej złożonych przegubów o wielu stopniach swobody, zwłaszcza pod kątem skomplikowania uzbrajania ich w przetworniki pomiaru orientacji. Dodatkowo zważano na to, by wybrana koncepcja była właściwa nie tylko w roli pomiarowej, ale i odpowiadała kinematyką możliwemu modułowi skrętu, o który mógłby zostać rozbudowany robot ortotyczny.

5.2 Przegląd koncepcji kinematyki ortezy

Przegląd koncepcji kinematyki wykonano na wysokim poziomie ogólności, rozważając możliwe rozwiązania przegubów urządzenia. Rozpatrzono osobno rozwiązania przegubów prostowania/zginania, przywodzenia/odwodzenia oraz rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej, pod uwagę wzięto także przeguby o więcej niż jednym stopniu swobody, łączące te możliwości ruchowe.

Koncepcje kinematyki zostały ocenione pod względem pokrywania się osi działania przegubu ze stawem człowieka, położenia przegubów, kompaktowości konstrukcji oraz jej skomplikowania. Dzięki takiemu podstawowemu systemowi punktacji możliwe było jednoznaczne ocenienie każdej koncepcji w skali od 0 do 12 punktów dla każdego zapewnianego ruchu.

- Odległość osi:

0 – duże przesunięcie (orientacyjnie większe niż ok. 200 mm) między osią działania przegubu a stawem człowieka;

2 – średnie przesunięcie (orientacyjnie większe niż 150, ale mniejsze niż 200 mm) między osią działania przegubu a stawem człowieka;

4 – małe przesunięcie (orientacyjnie większe niż 0, ale mniejsze niż 150 mm) między osią działania przegubu a stawem człowieka;

6 – brak przesunięcia między osią działania przegubu a stawem człowieka.

Odległość osi działania przegubu od stawu człowieka jest kluczowa, dlatego jest punktowana dwukrotnie większą liczbą punktów od pozostałych cech koncepcji. Pożądanym układem jest pokrywanie się osi przegubu ze stawem człowieka, gdyż wtedy ruch nie wprowadza dodatkowych przesunięć liniowych między urządzeniem a ciałem człowieka. Orientacyjne odległości wybrano w ten sposób, by przegub o osi działania przesuniętej poza staw był uznawany za mało przesunięty, jeśli jest na ramie urządzenia w najbliższym możliwym miejscu poza obrysem ciała i uznany za dużo przesunięty, jeśli odległość jest większa od około połowy szerokości miednicy.

- Położenie przegubu:

0 – na łączniku udowym;

1 – między łącznikiem udowym a pasem biodrowym;

2 – na pasie biodrowym.

Położenie przegubu na pasie biodrowym jest korzystniejsze od umieszczenia go na ruchomym łączniku, gdyż mniej wpływa na masowe momenty bezwładności członu i znajduje się bliżej środka masy ciała człowieka.

- Kompaktość konstrukcji:

0 – liczba osobnych przegubów równa liczbie wymaganych stopni swobody;

1 – liczba osobnych przegubów mniejsza od wymaganych liczby stopni swobody.

Zastosowanie przegubów o wielu stopniach swobody pozwala zmniejszyć objętość urządzenia.

- Skomplikowanie konstrukcji:

0 – wykorzystanie przegubu o 3 stopniach swobody;

1 – wykorzystanie przegubu o 2 stopniach swobody;

2 – wykorzystanie przegubu innego niż obrotowy o jednym stopniu swobody;

3 – wykorzystanie przegubu obrotowego o jednym stopniu swobody.

Przeguby o wielu stopniach swobody są trudniejsze do realizacji od przegubów o pojedynczym stopniu swobody, zwłaszcza gdy jest to najpowszechniej wykorzystywany przegub o ruchu obrotowym.

Ze względu na objętość, przegląd poszczególnych koncepcji kinematyki ortezy umieszczony został w Załączniku 2, podczas gdy tutaj zamieszczano tabelę 5.1 podsumowującą punktację rozwiązań.

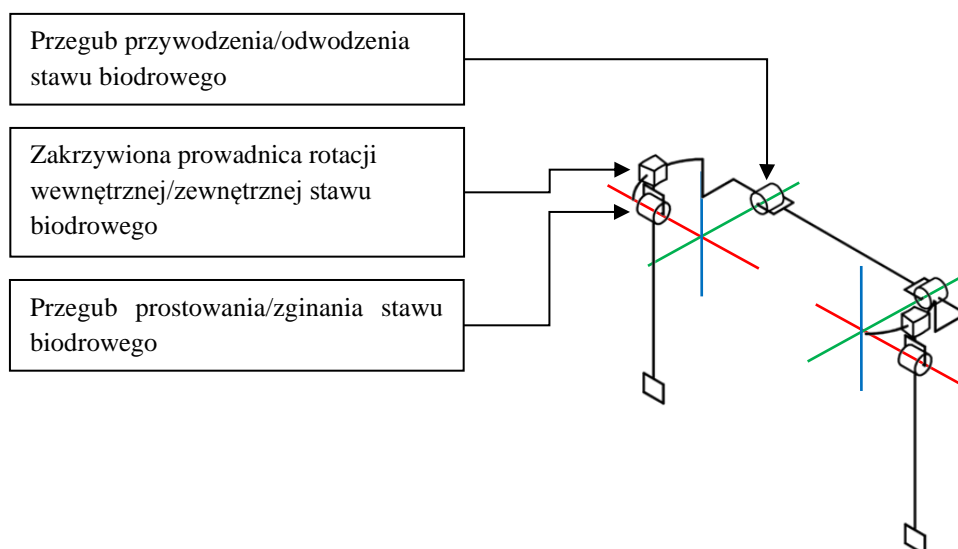
Tabela 5.1 – Podsumowanie punktowej oceny koncepcji przegubów prostowania/zginania po bokach ud.

Nazwa koncepcji	Punktacja przegubów		
	Prostowanie/ zginanie	Przywodzenie/ odwodzenie	Rotacja biodrowa
Rozwiązania kinematyczne przegubów prostowania/zginania			
Przeguby prostowania/zginania po bokach ud	10	–	–
Rozwiązania kinematyczne przegubów przywodzenia/odwodzenia			
Pojedynczy przegub przywodzenia/odwodzenia w tylnej części pasa biodrowego	10	6	–
Przeguby przywodzenia/odwodzenia w tylnej części pasa biodrowego	10	11	–
Przeguby przywodzenia/odwodzenia w bocznej części pasa biodrowego	10	6	–
Zakrzywione prowadnice przywodzenia/odwodzenia na pasie biodrowym	10	9	–
Przeguby przywodzenia/odwodzenia na łączniku udowym	10	5	–
Rozwiązania kinematyczne przegubów rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej			
Pojedynczy przegub rotacji w tylnej części pasa biodrowego	10	–	6
Przeguby rotacji biodrowej w bocznej części pasa biodrowego	10	–	6
Przeguby rotacji biodrowej nad przegubami prostowania/zginania	10	–	8
Zakrzywione prowadnice rotacji biodrowej na pasie biodrowym	10	–	9
Przeguby rotacji biodrowej na łączniku udowym	10	–	7
Zakrzywione prowadnice rotacji biodrowej na łącznikach udowych	10	–	8
Rozwiązania kinematyczne przegubów o wielu stopniach swobody			
Pojedynczy wspólny przegub przywodzenia/odwodzenia i rotacji w tylnej części pasa biodrowego	10	4	4
Wspólne przeguby przywodzenia/odwodzenia i rotacji w tylnej części pasa biodrowego	10	10	6
Wspólne przeguby prostowania/zginania i przywodzenia/odwodzenia	9	7	–
Wspólne przeguby prostowania/zginania i rotacji biodrowej	9	–	7
Wspólne przeguby przywodzenia/odwodzenia i rotacji w bocznej części pasa biodrowego	10	7	5
Wspólne przeguby przywodzenia/odwodzenia i rotacji na łącznikach udowych	10	4	6
Kulowe przeguby prostowania/zginania, przywodzenia/odwodzenia i rotacji	8	6	6
Sferyczne przeguby prostowania/zginania, przywodzenia/odwodzenia i rotacji	8	8	8

5.3 Wybrana koncepcja kinematyki ortezy

Koncepcja kinematyki ortezy została wyłoniona spośród powyższych rozwiązań na podstawie ich punktacji. Wybrana koncepcja jest kombinacją rozwiązań o najwyższej całkowitej liczbie punktów, która zapewnia możliwość wykonywania ruchów prostowania/zginania, przywodzenia/odwodzenia oraz rotacji wewnętrznej/zewnętrznej, dzięki czemu możliwa jest realizacja wszystkich ruchów obrotowych stawu biodrowego. Wybrana koncepcja zdobyła 30 punktów, co jest wartością nieodległą od maksymalnej możliwej do uzyskania liczby 36 punktów.

W wybranej koncepcji zawiasy przywodzenia/odwodzenia są umieszczone w tylnej części pasa biodrowego, a ich oś działania pokrywa się ze stawami biodrowymi. Za ruch rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej odpowiadają zakrzywione prowadnice w bocznych częściach ortezy, dzięki czemu środek ruchu obrotowego karetki pokrywa się ze stawem biodrowym. Przeguby prostowania/zginania stawu biodrowego znajdują się po bokach ud, tak jak w Systemie Pionizacji i Wspomagania Ruchu „Veni-Prometeusz” i są umieszczone na przedłużeniu osi przechodzących przez staw biodrowy człowieka. Ortogonalne w neutralnym położeniu (przy postawie wyprostowanej użytkownika ortezy) osie obrotu członów przecinają się w punkcie pokrywającym się z położeniem stawu biodrowego, dzięki czemu podczas ruchu nie występują niepożądane przesunięcia liniowe.



Rysunek 5.1 – Schemat kinematyczny wybranej koncepcji ortezy.

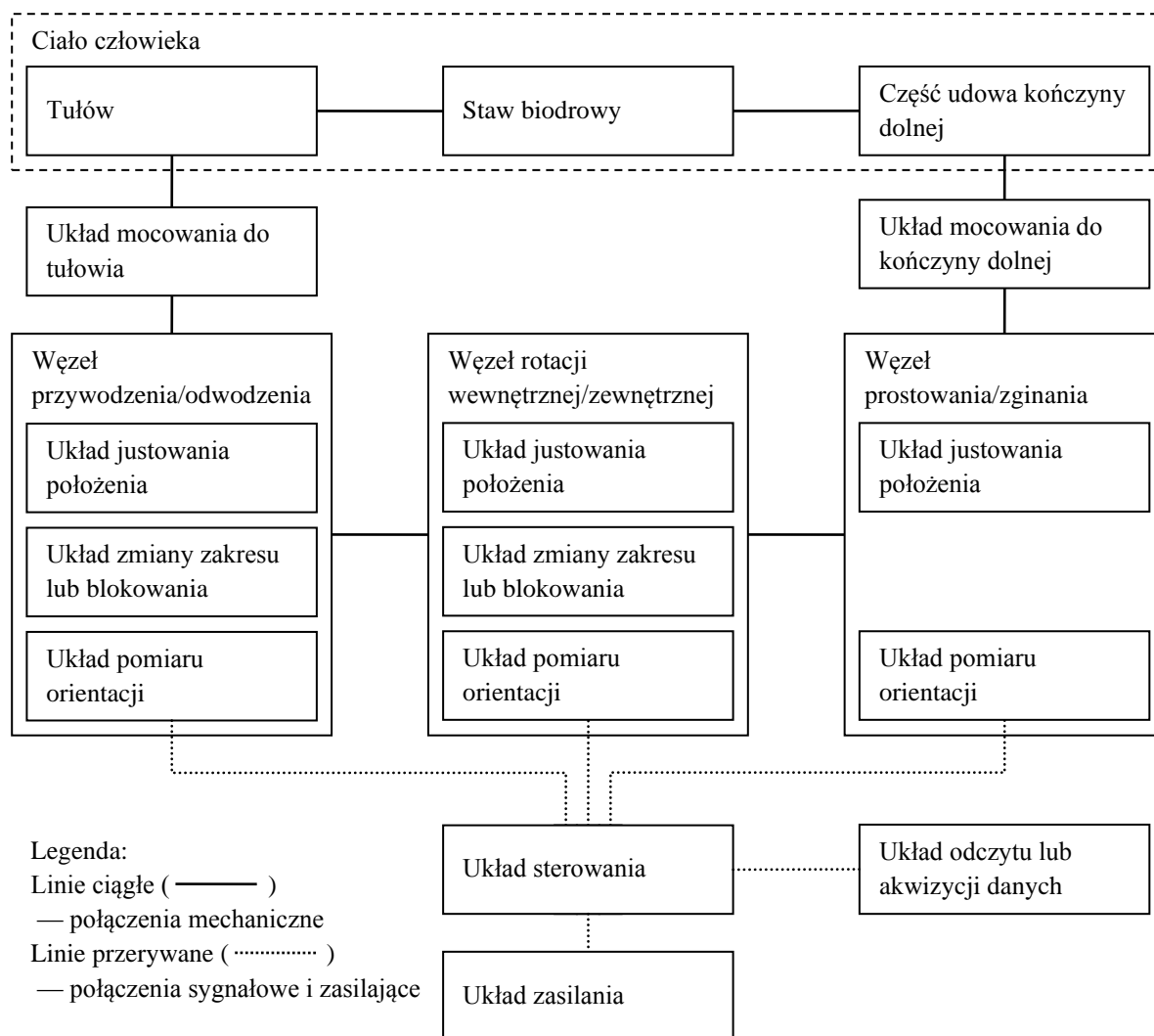
Tabela 5.2 – Punktowa ocena wybranej koncepcji kinematyki ortezy.

Przegub	Odległość osi	Położenie przegubu	Kompaktywość konstrukcji	Skomplikowanie konstrukcji	Suma
Prostowanie/zginanie	6	1	0	3	10
Przywodzenie/odwodzenie	6	2	0	3	11
Rotacja biodrowa	6	1	0	2	9

5.4 Schemat funkcjonalny ortezy

Dokonanie wyboru koncepcji kinematycznej ortezy pozwoliło wykonać blokowy schemat funkcjonalny przedstawiony na rysunku 5.2, który uwzględnia jej kinematykę w postaci szeregu węzłów o jednym stopniu swobody. Ciało człowieka na schemacie nie należy do ortezy, ale jego naniesienie ułatwia interpretację układu członów urządzenia. Dla zachowania czytelności schematu nie zdublowano niektórych bloków w celu przedstawienia obu kończyn dolnych człowieka, nie zilustrowano także odpowiadających im członów ortezy. Ze względu na symetrię takie podejście nie skutkuje utratą informacji.

Orteza jest mocowana do tułowia człowieka oraz części udowych kończyn dolnych. Trzon ortezy pomiarowej stanowią trzy węzły: przywodzenia/odwodzenia, rotacji wewnętrznej/zewnętrznej oraz prostowania/zginania stawu biodrowego. Każdy z węzłów ma możliwość justowania, czyli dopasowania położenia tak, by oś przegubu pokrywała się ze stawem człowieka. Węzły przywodzenia/odwodzenia i rotacji wewnętrznej/zewnętrznej stawu biodrowego mogą ponadto mieć zmieniany zakres działania albo zostać zablokowane. Węzeł prostowania/zginania nie ma tej możliwości, gdyż jego pełen zakres jest niezbędny podczas kroczenia. Wszystkie węzły są wyposażone w układy pomiaru orientacji, podłączone do wspólnego układu sterowania. Na schemacie układ zasilania jest połączony z układem sterowania, połączenia układów pomiaru z układem sterowania odpowiadają zatem nie tylko liniom sygnałowym, ale także zasilającym. Możliwość wyprowadzenia danych z systemu sterowania została zilustrowana za pomocą osobnego bloku odczytu lub akwizycji danych.



Rysunek 5.2 – Funkcjonalny schemat blokowy ortezy.

5.5 Wymagania dla ortezy i jej bloków funkcjonalnych

Podzielenie ortezy na bloki funkcjonalne pozwoliło wystrósować precyzyjniejsze wymagania związane z ich działaniem. Wcześniej jednak wskazano wymagania dla całego zespołu.

Z uwagi na zróżnicowanie parametrów ciała człowieka, wymagane jest zaprojektowanie ortezy, którą można dostosować do różnych użytkowników. Zdecydowano, by konstrukcja była przystosowana do używania przez dorosłe kobiety i mężczyzn należących do centyli od 10 do 90.

Koncepcja kinematyki ortezy nie obejmuje całych kończyn dolnych, a jedynie bezpośrednie otoczenie pasa biodrowego oraz łączniki udowe. To redukuje liczbę wymaganych części, jednak nie pozwala na przeniesienie ciężaru ortezy za pośrednictwem łączników na podłoże.

Oznacza to, że cała masa urządzenia jest przenoszona przez jej użytkownika. Przyjęto, że masa ortezy nie może przekraczać 7 kg.

Układ mocowania ortezy do tułowia oraz kończyn dolnych człowieka powinien umożliwić przytroczenie urządzenia do osoby w normalnym stroju. Niedopuszczalne są żadne ingerencje w ciało, pod uwagę zatem nie są brane rozwiązania powszechnie stosowane w stabilizatorach kości. Mocowanie powinno być pewne, czyli trwale przylegać do ciała w wybranym miejscu bez przemieszczeń większych niż pojedyncze milimetry, aż do momentu zdejmowania urządzenia. Mocowanie urządzenia do ciała człowieka nie powinno trwać dłużej niż 5 minut. Mocowanie nie może skutkować dyskomfortem użytkownika.

Każdy z węzłów urządzenia powinien umożliwić płynny ruch w odpowiedniej płaszczyźnie anatomicznej z kątowym zakresem ruchu przynajmniej takim, jak podany w tabeli 5.3.

Tabela 5.3 – Wymagane zakresy ruchu ortezy pomiarowej.

Ruch	Zakres [°]
Prostowanie stawu biodrowego	5
Zginanie stawu biodrowego	90
Przywodzenie stawu biodrowego	20
Odwodzenie stawu biodrowego	20
Rotacja biodrowa wewnętrzna	30
Rotacja biodrowa zewnętrzna	30

Układ justowania położenia węzła musi mieć wystarczającą liczbę stopni swobody, by możliwe było pokrycie odpowiedniej osi przegubu urządzenia ze stawem biodrowym z dokładnością poniżej 5 mm. Justowanie powinno pozwolić dostosować urządzenie do wykorzystania przez kobiety i mężczyzn należących do centyli od 10 do 90. Justowanie nie powinno być w stanie doprowadzić do przekoszenia osi ruchomych członów urządzenia.

Układ zmiany zakresu lub blokowania powinien pozwolić na redukcję zakresu ruchu węzła od pełnego do nawet zerowego, czyli efektywnie zablokować jego ruchomość.

Układ pomiaru orientacji ma umożliwić zmierzenie położenia członów ortezy. Jego zakres pomiarowy musi być przynajmniej tak duży, jak zakres ruchu części urządzenia, aby wyeliminować martwe strefy. Błędy względne pomiaru muszą być mniejsze od 1% pełnego zakresu.

Układ sterowania ma przyjmować sygnały z układu pomiaru orientacji i przekazać je po przetworzeniu do układu odczytu i akwizycji danych. Wejściowym sygnałem jest orientacja kątowa członów urządzenia, a sygnał wyjściowy zależy od wyboru konkretnego rozwiązania technicznego układu sterowania. Akwizycja orientacji powinna odbywać się z częstotliwością co najmniej 5 Hz.

Układ zasilania powinien przetworzyć parametry medium zasilającego do parametrów zgodnych z układem sterowania. Medium zasilające musi być bezpieczne dla użytkownika urządzenia.

Układ odczytu lub akwizycji danych powinien umożliwić przedstawienie wyników pomiarów przeprowadzonych za pomocą orczy w sposób czytelny dla człowieka i umożliwiający dalsze komputerowe przetwarzanie wyników pomiarów. Dopuszczalne jest przekazywanie danych na bieżąco w czasie pracy urządzenia lub jako pakiet po zakończeniu pomiarów.

5.6 Wybór rozwiązań technicznych bloków funkcjonalnych orczy

Dzięki postawieniu wymagań dla poszczególnych bloków funkcjonalnych urządzenia, możliwe było wyłonienie rozwiązań technicznych, które pozwalają je spełnić.

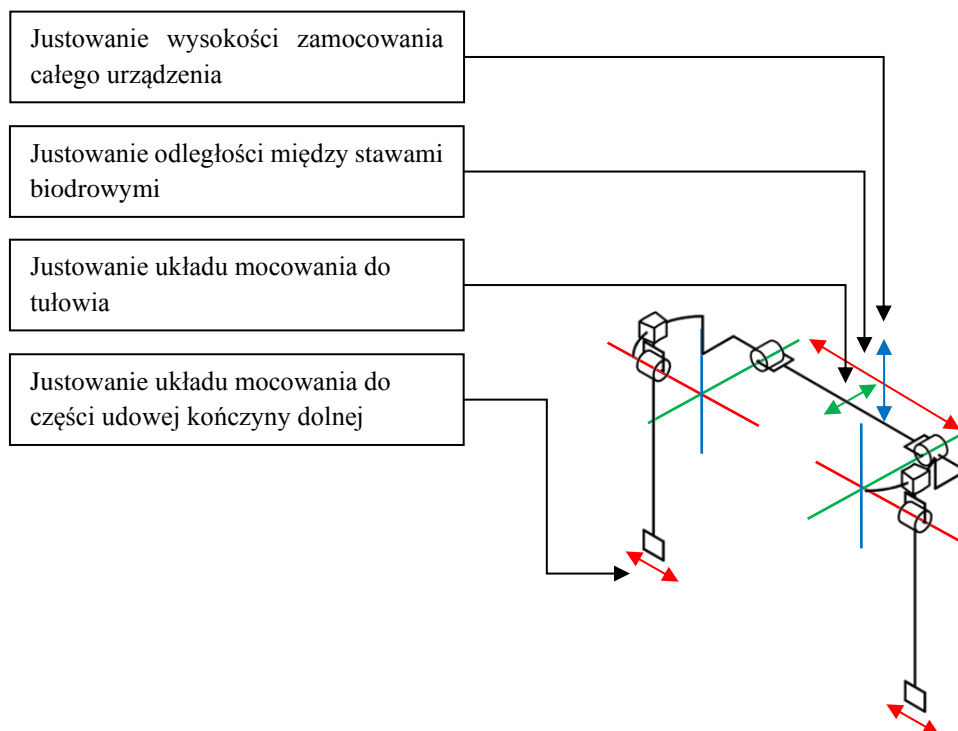
Jako techniczne rozwiązanie układu mocowania orczy do ciała człowieka wybrano pasy ze sprzączkami oraz zaciskami do regulowania ich długości. Rozwiązanie to pozwala sprawnie przytrzymać urządzenie do ciała i w przeciwieństwie do rzepów nie jest tak podatne na zabrudzenia pogarszające działanie. W przypadku części mocowanej do tułowia zdecydowano się zastosować parę ramiączek plecaka oraz dodatkowe poprzeczne do nich pasy stabilizujące na wysokości piersi oraz bioder. Do mocowania orczy do kończyny dolnej pierwotnie wybrano pasy okalające część udową, jednak w praktyce rozwiązanie to okazało się niewystarczające. Konieczne było zastosowanie stabilizatora pośredniczącego, który obejmuje znaczną część kończyny dolnej. Ten problem i jego rozwiązanie zostały bliżej opisane w dalszych rozdziałach.

Do realizacji łożyskowania węzłów ruchu przywodzenia/odwodzenia oraz prostowania/zginania zdecydowano się zastosować panewki ślizgowe. Za tym wyborem stała ich nieskomplikowana konstrukcja, mała masa przy możliwości przenoszenia dużych obciążeń i brak wyśrubowanych tolerancji montażowych, a także możliwość pracy bez konieczności smarowania bądź przeprowadzania innych rodzajów działań konserwacyjnych. Łożyska toczne

wprawdzie cechują się mniejszymi oporami ruchu i możliwością pracy przy większej prędkości obrotowej, jednak w zastosowaniu w ortezie pomiarowej nie były to najistotniejsze własności. Największą wadą panewek ślizgowych przy zastosowaniu w ortezie pomiarowej jest znaczna różnica między współczynnikiem tarcia spoczynkowego a ruchowego oraz jego zależność od obciążenia, jednak pozostałe ich zalety przeważały nad tą niedoskonałością.

Jako realizację zakrzywionej prowadnicy dla ruchu rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej również wybrano rozwiązanie ślizgowe. Tutaj przesądzającym czynnikiem podczas podejmowania wyboru były większa masa i znacznie wyższa cena rozwiązań tocznych.

Wybór sposobu implementacji układu justowania położenia członów musiał być poprzedzony określeniem wymaganej liczby dodatkowych stopni swobody, które pozwolą dostosować urządzenie do odmiennych kształtów ciała, to jest zapewnić zgranie osi przegubów urządzenia z położeniem stawów biodrowych człowieka. Z uwagi na to, że orteza pomiarowa wyposażona jest w trzy przeguby o ruchu obrotowym dla każdej kończyny dolnej, wystarczające możliwości justowania są zapewniane przez trzy prostopadłe dodatkowe człony przesuwne – niezależne trzy rotacje i trzy translacje zapewniają bowiem wystarczającą liczbę stopni swobody, by przy nieruchomej części mocowanej do tułowia zgrać położenie ruchomej części ortezy do kończyny dolnej użytkownika. W celu uniknięcia możliwości pogorszenia współśrodkowości działania przegubów prostowania/zginania, przywodzenia/odwodzenia i rotacji biodrowej, zdecydowano o tym, by ich osie stale docelowo przecinały się w punkcie, a regulacja ortezy pomiarowej umożliwiała justowanie położenia kompletnych węzłów ruchów względem ciała człowieka. Z uwagi na zmienność anatomiczną, niezbędna była regulacja urządzenia w celu dobrania wymiarów do odległości między stawami biodrowymi, szerokości ciała w miejscach przytróczenia ortezy do ciała, to jest do tułowia i części udowej kończyny dolnej, a także dobrania wysokości, na której znajdują się stawy biodrowe.



Rysunek 5.3 – Schemat ruchomości justowania ortezy.

Uznano, że od stosowania wymiennych części o różnych wymiarach korzystniejsze jest umożliwienie wykonywania ruchów justerskich i utrwalania ich wybranego położenia. Takie rozwiązanie nie wymaga wykonania typoszeregu części, nie jest także konieczny demontaż i ponowny montaż po wymianie części na inną z typoszeregu, dzięki czemu poprawki justerskie mogą być wykonywane nawet na bieżąco. Zdecydowano o wyposażeniu ortezy w człony posiadające podłużne otwory montażowe, które pozwalają na przesuwanie podzespołów, co umożliwi dobranie podstawowych parametrów geometrycznych do kształtu ciała użytkownika.

Techniczne rozwiązania układu zmiany zakresu lub blokowania węzłów są odmienne z uwagi na różną konstrukcję przegubów przywodzenia/odwodzenia w porównaniu z przegubami rotacji, jako że pierwszy jest przegubem o ruchu obrotowym, a drugi wykorzystuje zakrzywioną prowadnicę. Z tego powodu do zmiany zakresu działania przegubu przywodzenia/odwodzenia zastosowano rozwiązanie kształtowe w postaci krzywki ograniczającej zakres ruchu przegubu obrotowego, natomiast do zmiany zakresu rotacji biodrowej wykorzystano osobne zaciski regulujące zakres ruchu karetki na prowadnicy. Oba rozwiązania umożliwiają płynną, a nie skokową regulację zakresu.

Układy pomiaru orientacji członów, sterowania oraz zasilania są ze sobą blisko powiązane. Ze względu na szerokie możliwości przetwarzania sygnałów elektrycznych i łatwy dostęp do zasilania prądem elektrycznym, zdecydowano właśnie na wybór tego medium do zastosowania w urządzeniu.

Wybierając przetworniki orientacji kątowej na sygnał elektryczny rozważano przetworniki inkrementalne i absolutne. Zdecydowano się na te drugie, dzięki czemu nie jest konieczne wzorcowanie urządzenia po każdym uruchomieniu. Dokładność przetworników inkrementalnych często jest większa od absolutnych, jednak w tym przypadku nie jest wymagana. Konkretnym rodzajem wybranego przetwornika są obrotowe potencjometry o charakterystyce liniowej. Przetworniki te są dzielnikami napięcia, dzięki czemu odczytywane napięcie jest wprost proporcjonalne do kąta obrotu wałka i zmienia się od 0 do napięcia zasilania. Kąt obrotu zastosowanych potencjometrów powinien być większy niż kąt obrotu członów ortozy pomiarowej. Dzięki temu ruch urządzenia nie zostanie zahamowany przez delikatny przetwornik. Skutkiem naddatku zakresu jest nieco mniejsza rozdzielczość użytecznego pomiaru już po konwersji sygnału analogowego na cyfrowy, jednak jest to pogorszenie nieznaczne w porównaniu z innymi czynnikami wpływającymi na dokładność pomiaru. Potencjometry są czujnikami stykowymi, ale żywotność komponentów przy przewidywanym wykorzystaniu urządzenia sięga lat. Dodatkowo dzięki typowym wymiarom wałka i korpusu ewentualna wymiana nie nastęrczy problemów. Dodatkowe opory ruchu wprowadzane przez przetwornik są pomijalnie małe w porównaniu z oporami łożyskowania. Zaletami potencjometrów jest także niska cena, niewielki pobór energii, prostota implementacji (nie wymagają osobnego układu elektronicznego do wysterowania) oraz odporność na zakłócenia. Przy zastosowaniu w ortezie pomiarowej, ograniczony zakres obrotowy potencjometrów (tak jedno- jak i wieloobrotowych) nie stanowi problemu, jako że ruchy kończyny dolnej także są wykonywane jedynie w wycinku kąta pełnego. Przy wyborze przetworników pomiarowych pod uwagę brano także wykorzystanie czujników bezstykowych takich jak hallotrony albo czujniki magnetorezystancyjne, jednak późniejsze testy układu z potencjometrami wykazały, że takie rozwiązanie działa sprawnie i nie jest konieczne jego zastępowanie.

Przetworniki wykorzystywane do pomiaru rotacji biodrowej wymagały dodatkowych rozważań, jako że środek obrotu karetki poruszającej się po zakrzywionej prowadnicy jest wysunięty poza obrys urządzenia, co uniemożliwia typowy montaż. Pierwotnie pod uwagę

brano zastosowanie innego rodzaju przetworników pomiarowych, m.in. magnetycznych współpracujących z naklejaną taśmą ze znacznikami lub optycznych podobnych jak w myszach komputerowych, jednak ostatecznie wybrano potencjometry obrotowe dzięki ich zaletom wskazanym powyżej. Konieczne zatem stało się powiązanie pozycji karetki na zakrzywionej prowadnicy z obrotem wałka potencjometru. Pod uwagę brano nieruchomy potencjometr na końcu prowadnicy z mechanizmem szpulowym i cięgnem zamocowanym do karetki. Z uwagi na prowadzenie cięgna takie rozwiązanie w podstawowej formie dawałoby nieliniowe odczyty położenia karetki (która porusza się po łuku, podczas gdy cięgno jest jego cięciwą). Wybrano zatem zastosowanie przekładni zębatej, w której przymocowany do prowadnicy pasek zębaty pełni rolę wycinka wewnętrznego koła zębatego, a potencjometr z współpracującym kołem zębatym porusza się wraz z karetką.

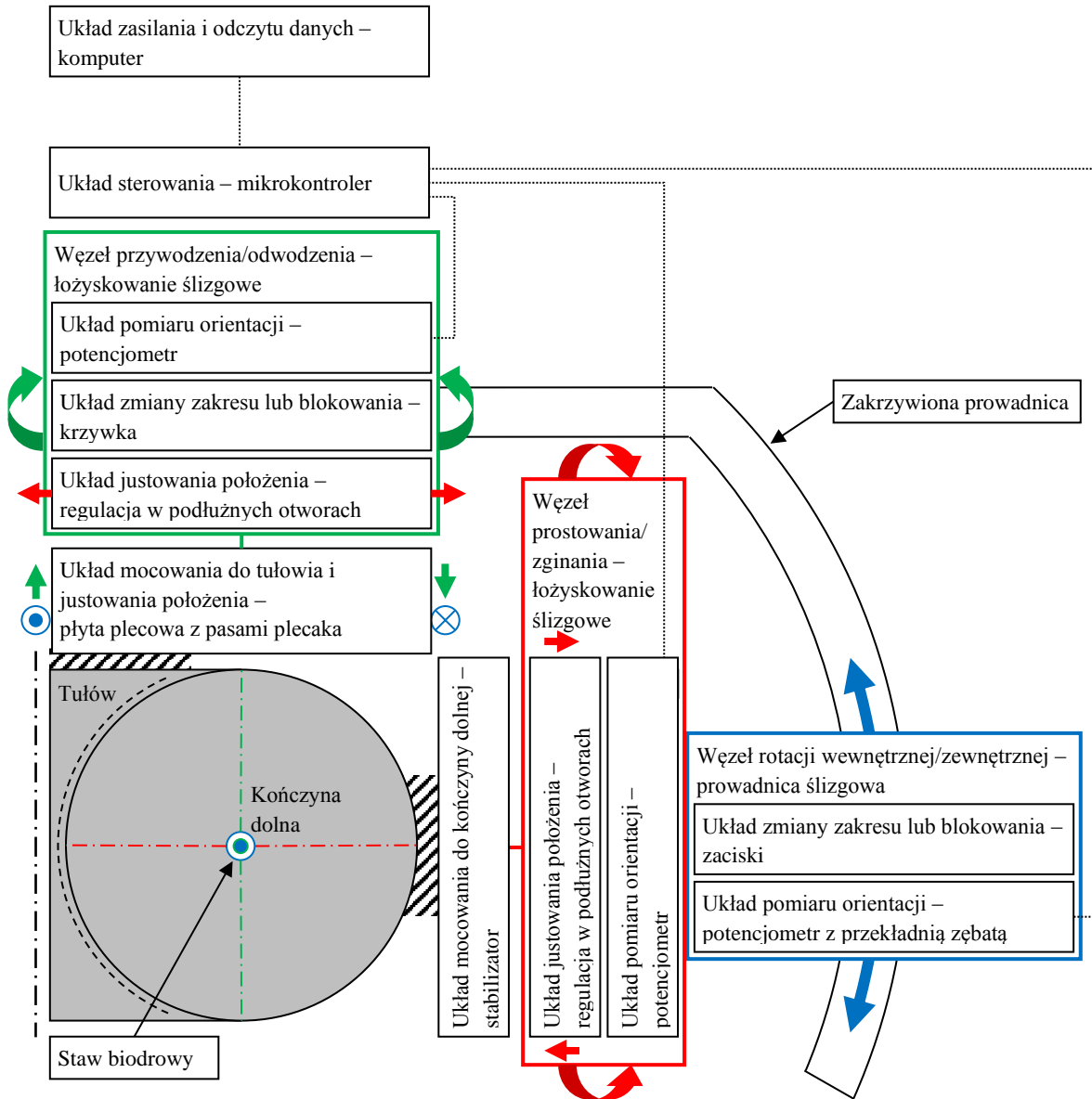
Wybór elektrycznych analogowych przetworników orientacji kątowej umożliwił określenie, jakiego rodzaju układ sterowania należy dobrać. Korzystne jest pozyskanie możliwości komputerowego przetwarzania wyników pomiarów, a co za tym idzie wymagana jest konwersja sygnałów analogowych na cyfrowe. Z tego powodu układ sterowania powinien mieć wystarczającą liczbę przetworników analogowo-cyfrowych do równoległej obsługi 6 potencjometrów. Zdecydowano się na zastosowanie handlowego mikrokontrolera, gdyż programowalny układ otwiera możliwości przetwarzania danych w samej ortezie, a wykorzystanie gotowego układu ułatwia jego obsługę.

Wybierając układ odczytu lub akwizycji danych podjęto decyzję, że układ sterowania będzie na bieżąco przekazywał dane do układu odczytu. Dzięki temu możliwa jest weryfikacja działania urządzenia w celu potwierdzenia prawidłowości odczytów. Jako układ odczytu wybrano zwyczajny komputer osobisty z uwagi na powszechność i szerokie możliwości komputerowej obróbki danych. Ta decyzja oznacza, że mikrokontroler ortezy musi być połączony z komputerem podczas przeprowadzania pomiarów, jednak rozwiązanie to uznano za niekłopotliwe – komputerem może być tu wszak tak i stacja robocza, jak i urządzenie mieszczące się w kieszeni.

Układ zasilania został wybrany jako konsekwencja decyzji o zastosowaniu mikrokontrolera przekazującego wyniki pomiarów do komputera. Zdecydowano się nie wprowadzać dodatkowego urządzenia i wykorzystać zasilanie zapewniane przez komputer, czyli prąd stały o napięciu 5 V i natężeniu do 0,5 A ze złącza USB 2.0.

5.7 Budowa ortezy

Dokonanie wyboru rozwiązań technicznych realizacji bloków funkcjonalnych ortezy umożliwiło wykonanie schematu blokowego przedstawionego na rysunku 5.4, którego forma graficzna bliżej odpowiada układowi przestrzennemu urządzenia.



Rysunek 5.4 – Schemat funkcjonalno-kinematyczny ortezy. Widok z góry w przekroju w płaszczyźnie poprzecznej. W celu zachowania czytelności naniesiono połowę symetrycznego urządzenia oraz ciała człowieka.

Orteza pomiarowa została zaprojektowana, by umożliwić pomiar ruchu złożonego kończyny dolnej człowieka zgodnie z przyjętymi założeniami i z zastosowaniem wybranych rozwiązań technicznych. Konstrukcja ortezy odbywała się w trzech etapach. Na początku skontrolowana została mechaniczna ostoja urządzenia. Następnie konstrukcję rozwinięto o przetworniki pomiarowe oraz rozbudowano układ pasów mocujących do ciała człowieka. Ostatnim etapem była modyfikacja systemu mocowania członów ortezy do kończyn dolnych.

5.7.1 Warstwa mechaniczna

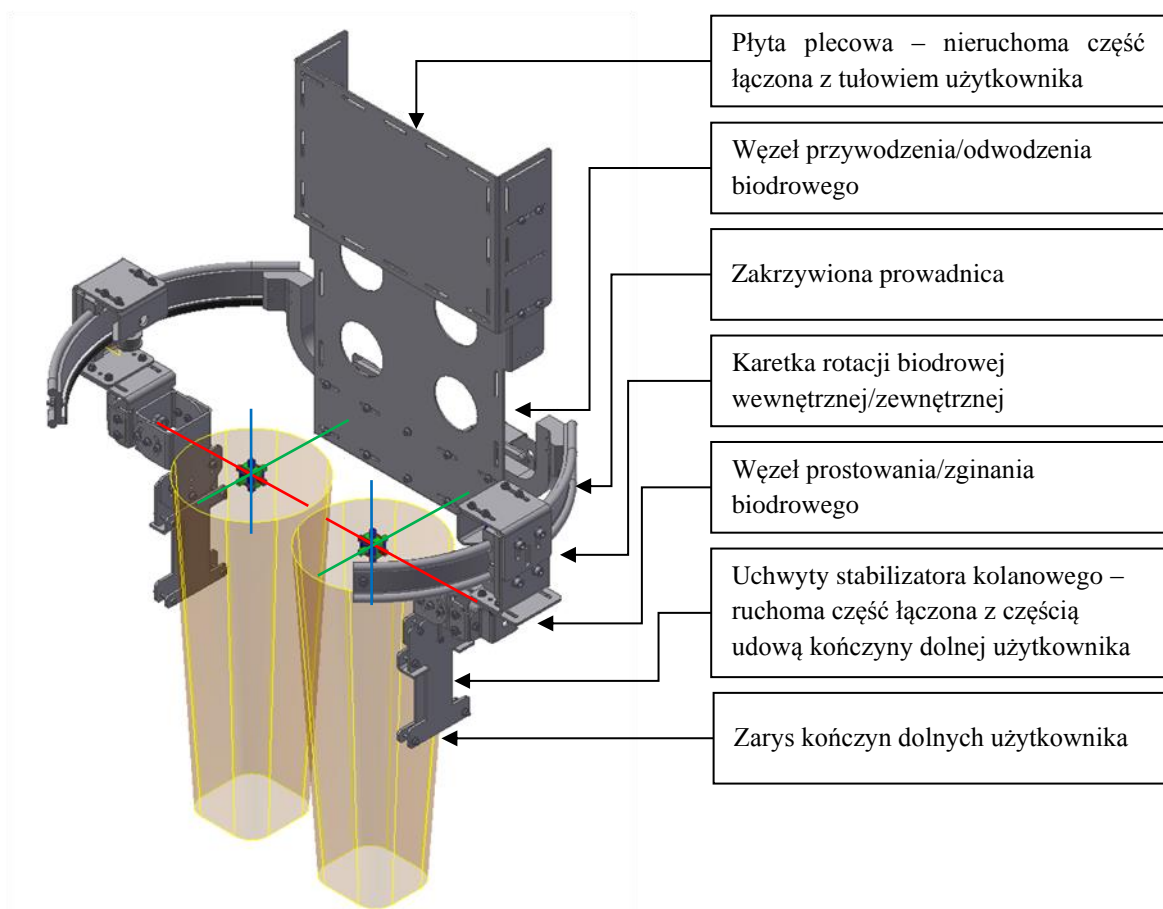
Orteza pomiarowa jest urządzeniem zakładanym przez użytkownika, które jest mocowane do tułowia oraz części udowej kończyn dolnych. Pomiędzy tymi końcami łańcucha kinematycznego znajdują się trzy węzły ruchu obrotowego dla stawu biodrowego każdej kończyny dolnej, to jest węzeł przywodzenia/odwodzenia, rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej i prostowania/zginania. Potrzeba dostosowania konstrukcji ortezy do osób o odmiennych cechach fizycznych pociągnęła za sobą konieczność zapewnienia możliwości justowania ortezy, dlatego w konstrukcji znajdują się także węzły justerskiego ruchu liniowego, nieruchome podczas wykorzystywania urządzenia do pomiarów. Przy projektowaniu urządzenia do dobierania wymiarów i zakresów justowania członów korzystano z tabel anatomicznych dotyczących populacji dorosłych z centylów od 2,5 do 97,5 [11]. Projektując ortezę dążono do możliwie daleko posuniętego uproszczenia konstrukcji. Przyświecała temu chęć zapewnienia znacznej niezawodności i możliwie niewielkiej masy konstrukcji, a także redukcja kosztów wytwarzania części.



Rysunek 5.5 – Orteza założona przez użytkownika.

Cały zaprojektowany zespół waży 6 kg, a maksymalne wymiary (przy położeniu członów odpowiadających postawie wyprostowanej użytkownika) to 370•735•575 mm (długość, szerokość, wysokość, nie wliczając stabilizatorów kolanowych). Orteza składa się z 69 głównych części (nie są liczone pasy, zaczepy, przewody elektryczne itp.). Konstrukcja mechaniczna urządzenia może zostać przedstawiona w kolejności członów od nieruchomej płyty plecowej, poprzez łańcuch trzech węzłów ruchu obrotowego aż do stabilizatorów

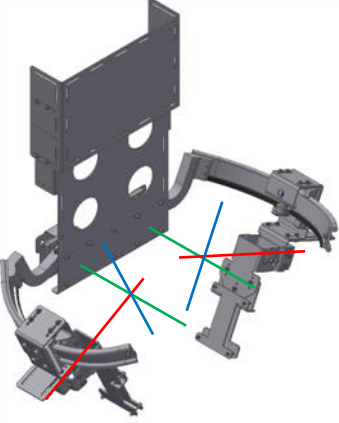
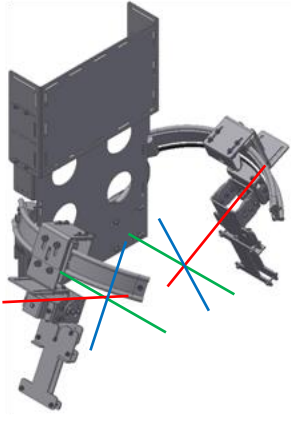
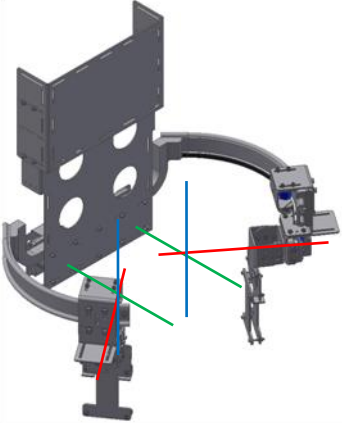
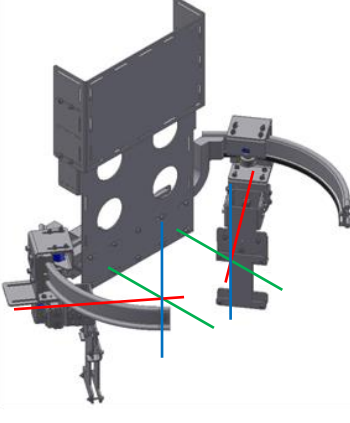
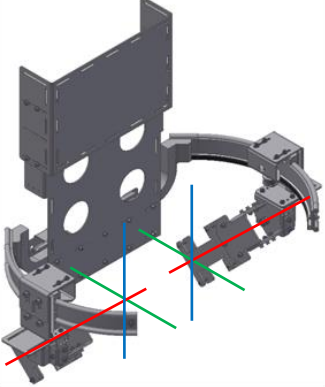
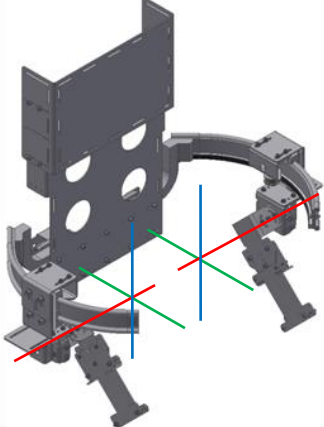
kolanowych. Płyta plecowa jest przytroczona do człowieka na jego plecach i jest nieruchoma względem tułowia. Para przegubów przywodzenia/odwodzenia jest zamontowana w tylnej części urządzenia, a ich osie obrotu przecinają środek obrotu głowy kości udowej w miednicy. Osie przywodzenia/odwodzenia ortezy są prostopadłe do płaszczyzny czołowej człowieka. Do ruchomych części przegubów przywodzenia/odwodzenia zamontowane są prowadnice rotacji biodrowej. Prowadnice te znajdują się nieco powyżej przegubów przywodzenia/odwodzenia – w ten sposób poniżej karetek rotacji biodrowej znajduje się miejsce na umiejscowienie przegubów prostowania/zginania biodrowego, a ponadto taka pozycja prowadnic rotacji sprawia, że użytkownik ortezy może w niej bez kłopotu usiąść. Środek krzywizny zakrzywionej prowadnicy pokrywa się ze środkiem rotacji kończyny dolnej człowieka, a oś rotacji jest prostopadła do osi przywodzenia/odwodzenia. Do karetki rotacji biodrowej zamocowana jest nieruchoma część przegubu prostowania/zginania biodrowego, natomiast ostatni w łańcuchu człon, czyli ruchoma część przegubu prostowania/zginania, jest przytroczony do kończyny dolnej użytkownika urządzenia za pośrednictwem stabilizatora kolanowego. Oś prostowania/zginania, podobnie jak poprzednie wskazane osie, przecina staw biodrowy człowieka, a ponadto jest prostopadła do osi rotacji biodrowej.



Rysunek 5.6 – Najistotniejsze człony ortezy.

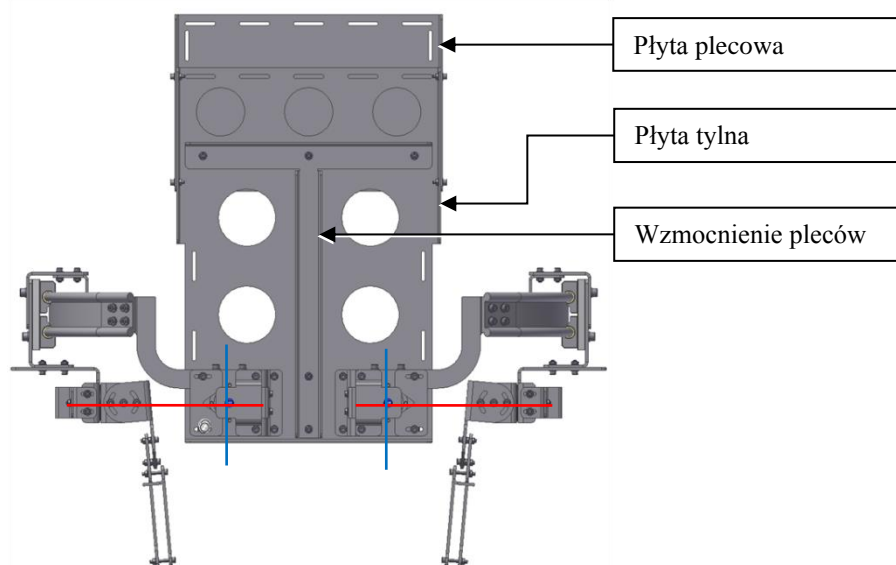
Węzły pozwalają na wykonanie maksymalnego ruchu kąтового 55° przywodzenia i 27° odwodzenia, 120° zginania i 120° prostowania oraz 37° rotacji biodrowej wewnętrznej i 40° zewnętrznej. W przypadku węzła prostowania i zginania mierzone zakresy są większe od ruchu możliwego anatomicznie, dzięki czemu orteza nie wprowadza ograniczeń ruchomości w płaszczyźnie strzałkowej. Kinematyka ortezy pomiarowej pozwala na wykonywanie niezależnych ruchów złożonych lewą i prawą kończyną dolną bez konfliktów pomiędzy poszczególnymi przegubami.

Tabela 5.4 – Ruchy kątowe członów ortezy pomiarowej, zaznaczone osie obrotów.

Ruch przywodzenia 25°	Ruch odwodzenia 25°
	
Ruch rotacji wewnętrznej 35°	Ruch rotacji zewnętrznej 35°
	
Ruch prostowania 45°	Ruch zginania 45°
	

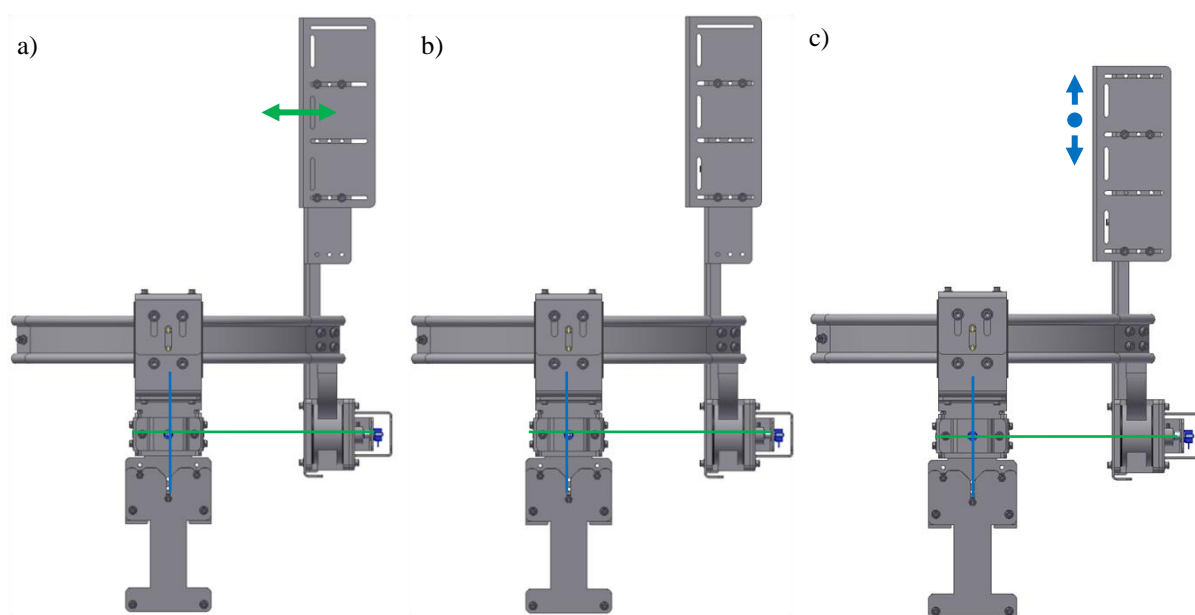
Liczne części urządzenia są płaskimi bądź giętymi blaszkami wykonanymi z aluminium 5754 (PA11), które zapewnia korzystny stosunek wytrzymałości do masy i jest powszechnie wykorzystywane w konstrukcji urządzeń technicznych. Części o grubości 2-, 3- i 6 mm były wycinane laserowo, a ich zagięcia były wymagane nie tylko do nadania pożądanego kształtu, ale i zwiększenia sztywności. Większość części jest symetryczna, co zwiększa ich wymiennność i redukuje koszty wytwarzania dzięki zmniejszeniu wymaganej liczby odmiennych części. W orzezie zastosowano także części toczone i frezowane – odpowiednio wałki przegubów przywodzenia/odwodzenia i prostowania/zginania oraz uchwyty łączące część ruchomą przegubu przywodzenia/odwodzenia z prowadnicą ruchu rotacji biodrowej. Dążono do redukcji części wykonywanych w ten sposób, jako że ich wykonanie jest droższe i bardziej czasochłonne od części wycinanych z blachy i zaginanych. Zaprojektowanie części tego rodzaju było jednak wymagane, gdyż nie każdy element orzezy nadawał się do rozwinięcia na płaszczyznę.

Stabilne przymocowanie orzezy jest istotne dla jej prawidłowego działania. Znaczna liczba części ruchomych sprawia, że położenie jej środka ciężkości zmienia się w zależności od położenia członów, co może wprowadzać błędy pomiaru przy nie dość stabilnym zamocowaniu. Nieruchomą ostoję urządzenia stanowi płyta tylna, z otworami wyciętymi w celu redukcji masy. Sztywność płyty tylnej jest zwiększona przez przykręcone do niej wzmocnienie, które służy również jako korytko do prowadzenia kabli. Zamocowana do płyty tylnej płyta plecowa jest połączona z plecakiem, który umożliwia nakładanie urządzenia w wygodny sposób i którego ramiączka oraz pasy ze sprzączkami stanowią interfejs łączący nieruchomą część mechanizmu z jego użytkownikiem.



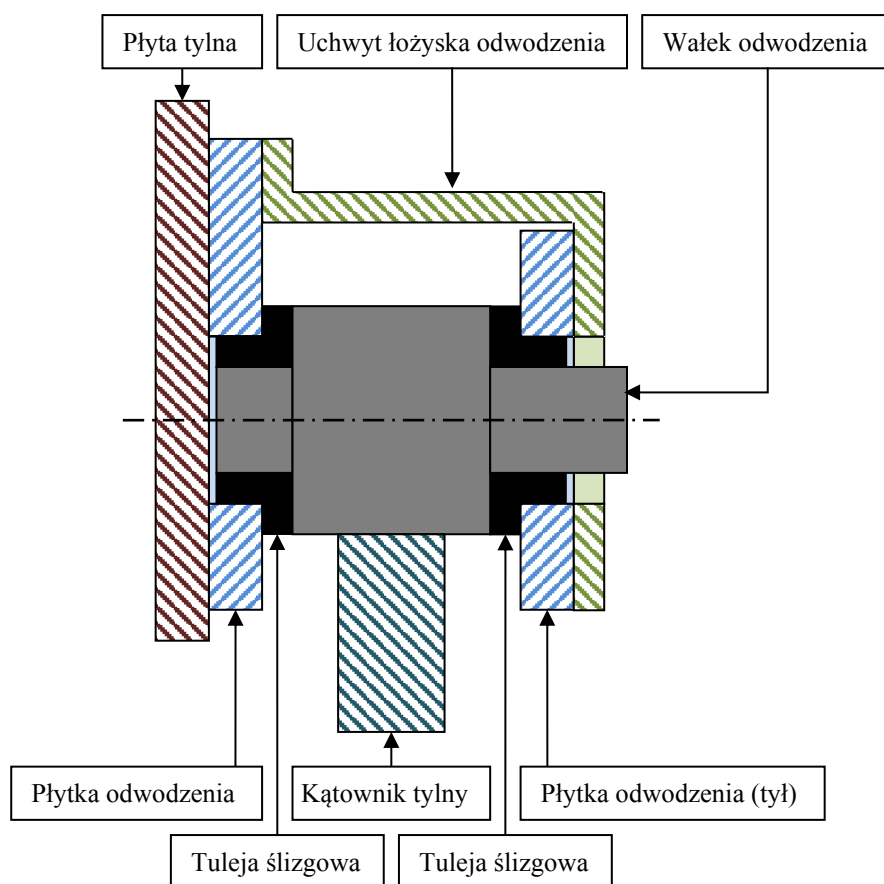
Rysunek 5.7 – Konstrukcja tylnej części orzezy.

Płyta plecowa ma ponadto możliwość przesuwu przód-tył w zakresie ± 15 mm dzięki montażowi w podłużnych otworach, co pozwala dobrać jej położenie w zależności od rozmiarów tułowia noszącego ortezę. Taki ruch umożliwi ustawienie osi działania przegubów prostowania/zginania tak, że pokrywają się z tożsamą osią przecinającą staw biodrowy. Dodatkowo ruchomą płytę plecową można łączyć z ortezą w kilku punktach korzystając z serii otworów, co daje możliwość skokowej regulacji wysokości położenia osi wszystkich trzech węzłów urządzenia w pionie co 60 mm. Dodatkowa płynna regulacja w mniejszym zakresie jest możliwa poprzez dobranie długości ramiączek plecaka.



Rysunek 5.8 – Regulacja położenia płyty plecowej w dwóch osiach: a-b) płynna przód-tył oraz b-c) skokowa góra-dół.

W dolnej części płyty tylnej znajdują się węzły przywodzenia/odwodzenia stawów biodrowych kończyn dolnych. Stopniowany wałek odwodzenia znajduje się między parą panewek ślizgowych z kołnierzami, które są osadzone w równoległych do siebie płytkach. Do wałka odwodzenia przymocowany jest kątownik, łączący go z prowadnicą rotacji, będącą kolejną częścią łańcucha kinematycznego. Płytki stanowiące oprawę wałka przywodzenia/odwodzenia połączone są ze sobą zagiętą w kształcie listery S płytką uchwytu łożysk odwodzenia.

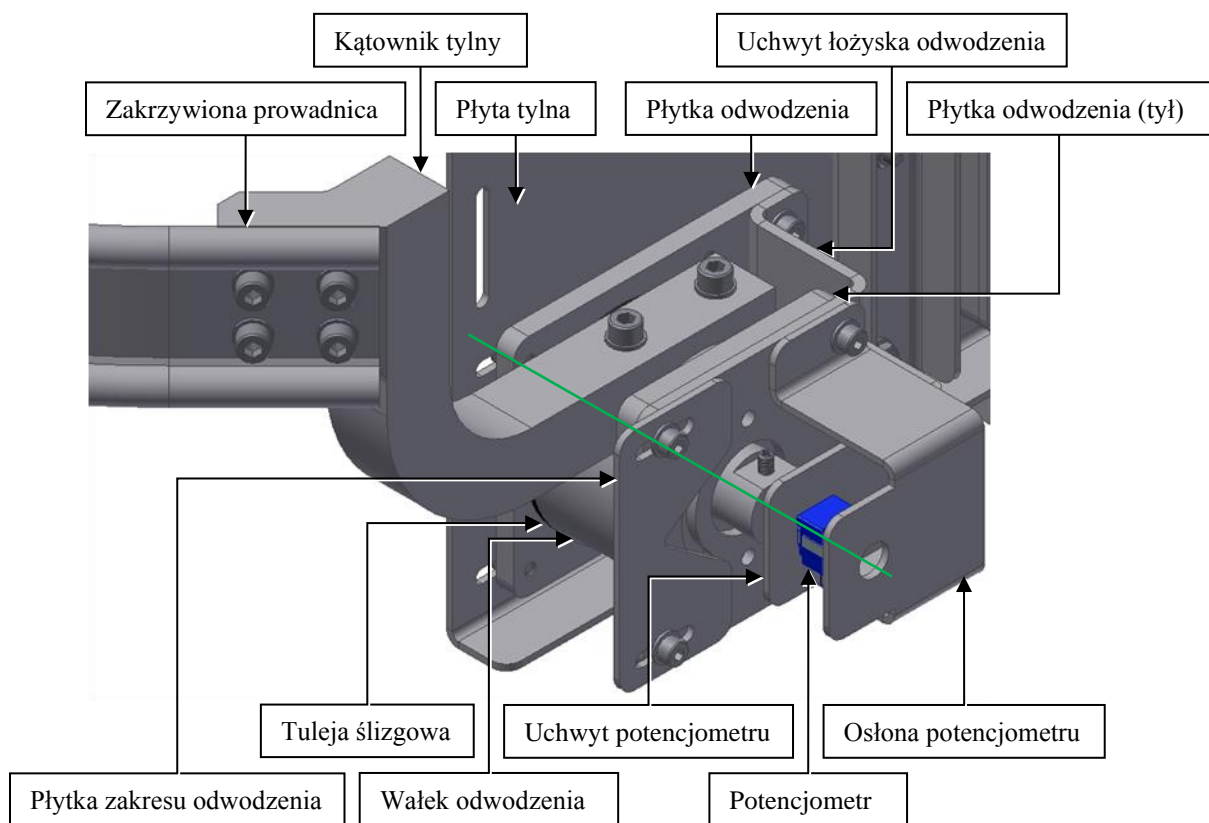


Rysunek 5.9 – Schemat węzła ruchu przywodzenia/odwodzenia.

Przy projektowaniu węzła konieczne było dobranie rodzaju i wielkości tulejek ślizgowych, a zatem oszacowanie warunków ich pracy, przede wszystkim obciążeń. Jako że orteza jest nakładana przez użytkownika i pozbawiona napędów, za główne obciążenia uznano siły i momenty wynikające z obciążeń statycznych spoczywającej ortezy i obciążeń dynamicznych wynikających z ruchów użytkownika. Przy rozważaniach uwzględniano najmniej korzystne przypadki obciążeń, występujące ze względu na zmienne położenia ruchomych członów. W przypadku węzła przywodzenia/odwodzenia ma to miejsce, kiedy karetkę na prowadnicy jest wysunięta w maksymalnie przednie położenie, a łącznik udowy nie jest podpierany przez użytkownika. Dobór wielkości łożysk ślizgowych był procesem iteracyjnym, gdyż wielkość panewek wpływała też na części towarzyszące. Przy projektowaniu wykorzystano system ekspercki dostępny na stronie producenta tulejek ślizgowych, firmy Igus. Przy szacowaniu obciążeń działających na węzły ortezy rozważono fakt, że po założeniu jej przez użytkownika tworzy się połączenie równoległe, w którym obciążenia są przenoszone przez ciało człowieka i przez urządzenie pomiarowe. Dodatkowego podparcia nie ma jednak podczas zakładania lub zdejmowania urządzenia. Koniec ortezy łączony z kończyną dolną użytkownika za pośrednictwem stabilizatora ma trzy stopnie swobody, które wynikają z połączenia szeregowego przegubów o jednym stopniu swobody. Oznacza to, że każdy węzeł przekazuje

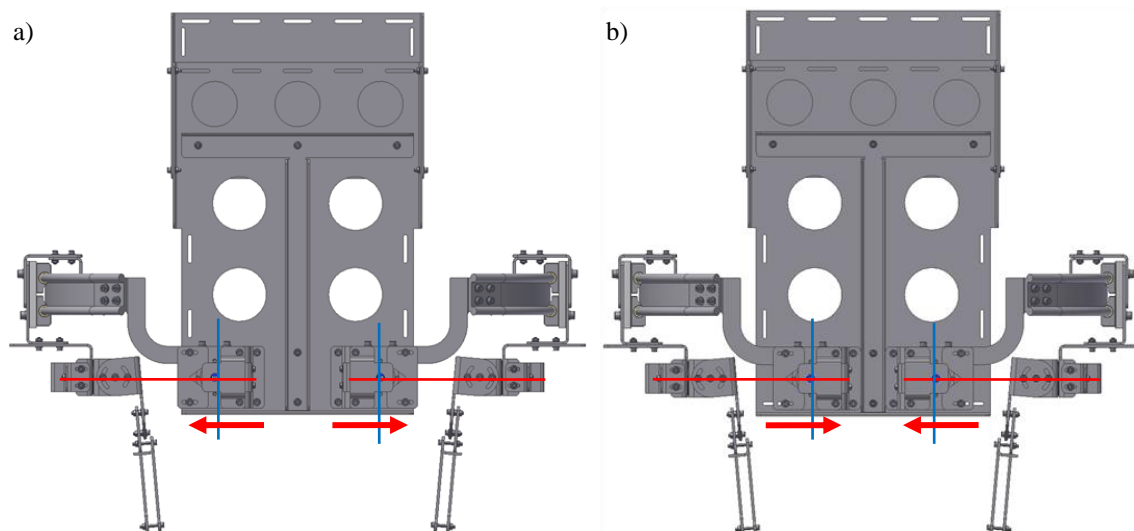
dalej siły i momenty poprzeczne do jego osi obrotu (o ile nie osiągnął krańca zakresu ruchu). Sam użytkownik może także przyłożyć dodatkowe obciążenia podczas ruchu. Podczas sprawdzania doboru tulejek ślizgowych w systemie eksperckim przyjmowano niekorzystne warunki pracy. Przyjęto dwukrotnie większe obciążenie statyczne i trzykrotnie większe dynamiczne, pracę wahliwą w kącie obrotu $\pm 35^\circ$, wykonywanie 10 obrotów na minutę bez przerw i temperaturę otoczenia wynoszącą 30°C . W takich warunkach pracy wybrana tuleja ślizgowa GFM-5055-07 wykonana z plastikowego materiału Iglidur G ma żywotność ponad 5500 godzin, co jest wystarczającą wartością.

W tylnym czole wałka znajduje się otwór, w którym umieszczony jest wałek potencjometru, blokowany za pomocą poprzecznego wkrętu dociskowego. Nieruchoma część potencjometru zamontowana jest w uchwycie. Dodatkowa płytki chroni potencjometr przed możliwością uderzenia.



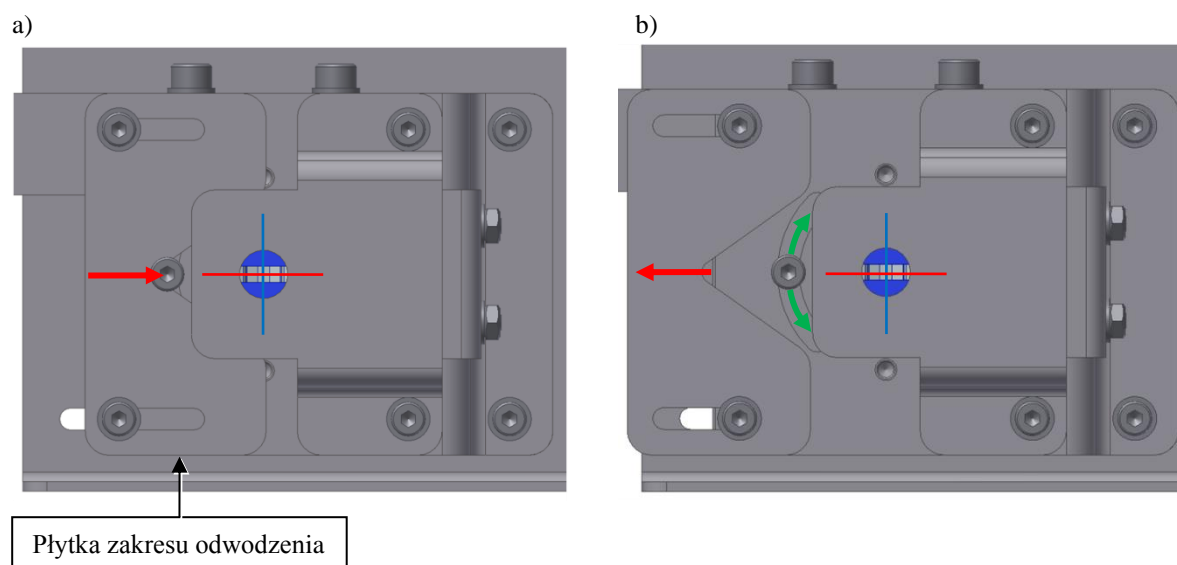
Rysunek 5.10 – Szczegóły węzła ruchu przywodzenia/odwodzenia.

Dwie pary opraw łożysk ślizgowych przywodzenia/odwodzenia mogą poruszać się poprzecznie na powierzchni płyty tylnej. Pozwala to dobrać położenie osi przywodzenia/odwodzenia biodrowego w zależności od szerokości miednicy. Zakres tego ruchu to 25 mm, zgodnie z maksymalnymi różnicami wynikającymi z tabeli rozmiarów ciała człowieka ujętymi w tabelach anatomicznych.



Rysunek 5.11 – Regulacja położenia węzłów przywodzenia/odwodzenia: a) najszerze ustawienie i b) najwęższe ustawienie.

Przegub przywodzenia/odwodzenia biodrowego w orzezie ma regulowany zakres. Do regulacji służy poprzecznie zamontowana płytki z wycięciem, z którym współpracuje wkręt znajdujący się w ruchomym względem niej wałku przywodzenia/odwodzenia. Zmiana liniowego położenia płytki umożliwia zmianę zakresu kątownego ruchu przegubu, bowiem wpływa na zakres, jaki w rowku w kształcie litery V może pokonać wkręt znajdujący się w powierzchni czołowej wałka przegubu przywodzenia/odwodzenia. Dodatkowo cały przegub przywodzenia/odwodzenia może zostać zablokowany w centralnej pozycji poprzez związanie wałka z oprawą. Zarówno regulacja zakresu, jak i blokowanie przegubu wykorzystują rozwiązania kształtowe, a nie siłowe.



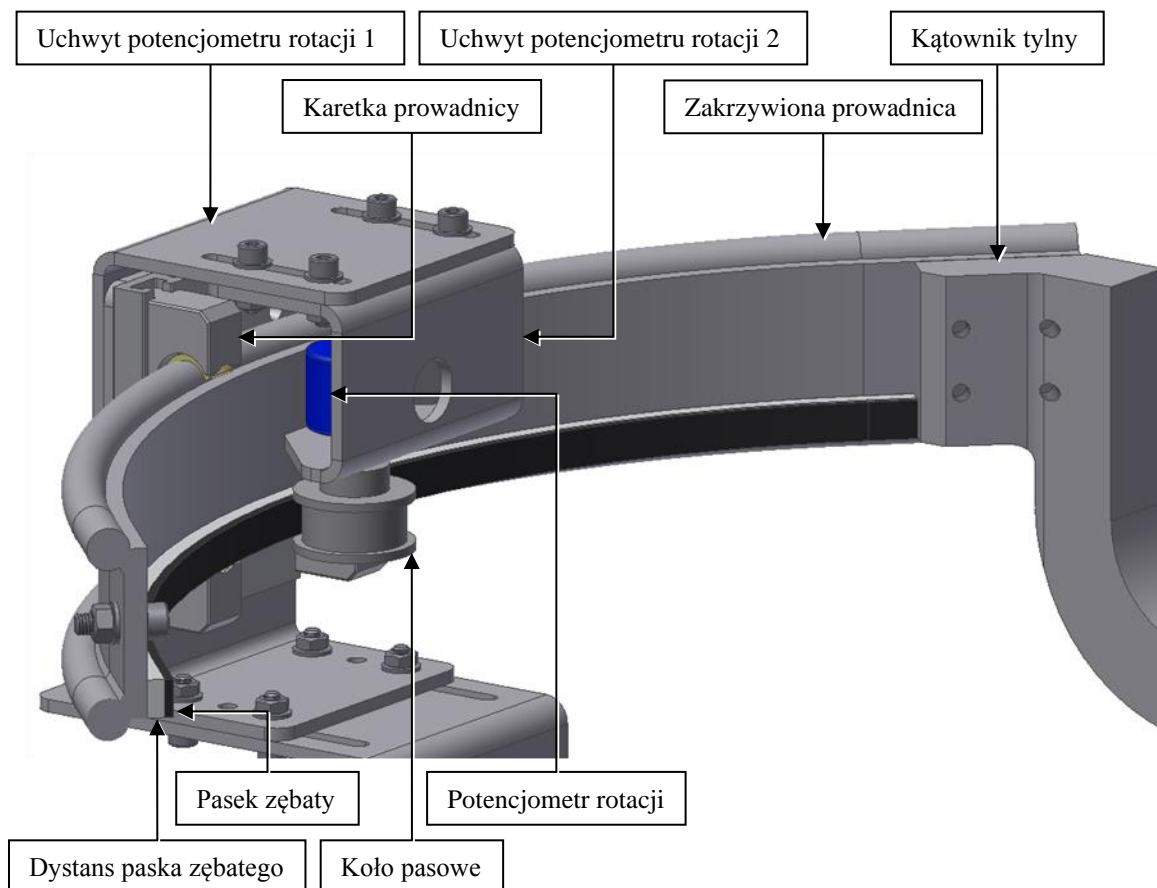
Płytki zakresu odwodzenia

Rysunek 5.12 – Regulacja zakresu kątownego ruchu przywodzenia/odwodzenia: a) możliwość ruchu zablokowana i b) maksymalny zakres ruchu.

Przegub rotacji biodrowej opiera się na zakrzywionej prowadnicy ślizgowej Igus WSB-S-8202816-170803, po której porusza się karetką WWB-10-40-07. Takie rozwiązanie pozwala na utrzymanie środka obrotu rotacji członu ortezy współosiowego ze środkiem rotacji stawu biodrowego człowieka. Zarówno karetką, jak i prowadnica, są elementami handlowymi. Komponenty zostały opracowane na zamówienie, gdyż do prawidłowego działania ortezy wymagany był określony promień krzywizny prowadnicy, a także to, jaki wycinek kąta stanowi. Wymiary musiały zostać dostosowane do planowanego zastosowania. Dobór komponentów był konsultowany z przedstawicielem firmy Igus. Dopuszczalne obciążenia karetki na prowadnicy nie zostały podane przez producenta, nie oferuje on też kalkulatora do obliczeń związanych z zakrzywionymi prowadnicami. Z tego powodu wykorzystano system ekspercki do obliczeń obciążeń i żywotności analogicznej karetki i prostej szyny, co było najbliższym osiągalnym przybliżeniem.

Obliczenia przeprowadzono dla warunków pracy karetki z uwzględnieniem położenia siły wywołującej ruch i środka masy członu ruchomego. W ortezie siła napędowa wynika z momentu pochodzącego z rotacji kończyny dolnej, przenoszonego przez stabilizator na konstrukcję, i jest wysunięta poza obrys karetki. Do kalkulatora wprowadzono dziesięciokrotnie większą wartość masy członu ruchomego niż rzeczywista. Przyjęto aż tak dużą wartość współczynnika bezpieczeństwa, gdyż kalkulator nie jest przeznaczony do sprawdzania pracy karetki na zakrzywionej prowadnicy. Otrzymane wyniki wskazały na poprawne wartości eksploatacyjne, obciążenia i zużycie. Późniejsze próby w rzeczywistości potwierdziły, że karetką na zakrzywionej prowadnicy jest w stanie przenosić przyłożone do niej obciążenie, a podczas ruchu nie następuje blokowanie się ruchomego członu.

Pomiar położenia karetki na zakrzywionej prowadnicy umożliwia potencjometr wieloobrotowy zamocowany na karetkce za pośrednictwem pary płytek, które ponadto pozwalają na regulację jego położenia i osłaniają go przed możliwym uderzeniem. Na wałku potencjometru znajduje się koło zębate Modelcraft 226017 z 15 zębami, współpracujące z pasem zębatym Modelcraft 226084 zgodnym z normą ISO 5296. Pas zębaty został przyklejony do wewnętrznej powierzchni prowadnicy na plastikowym dystansie, dzięki czemu tworzy wycinek wewnętrznego koła zębatego, z którym współpracuje koło zębate na wałku przetwornika. Justowanie położenia potencjometru pozwala dobrać pozycję odpowiednią do płynnej współpracy koła pasowego z pasem zębatym.

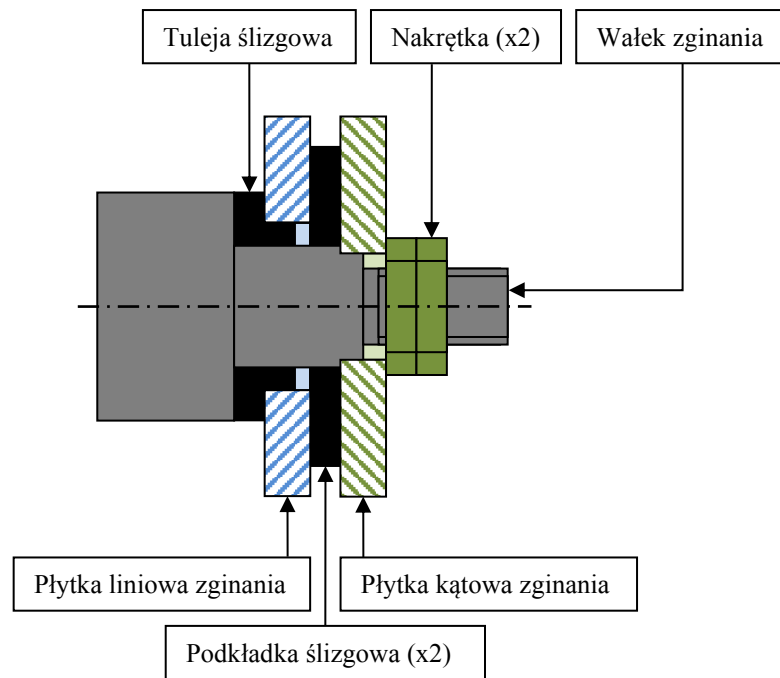


Rysunek 5.13 – Szczegóły węzła ruchu rotacji wewnętrznej/zewnętrznej.

Zakres ruchu karetki na prowadnicy rotacji jest ograniczony przez wkręty znajdujące się na jej końcach. Zakres może być dodatkowo zredukowany poprzez umieszczenie zacisków na mniejszym wycinku kątowym prowadnicy rotacji biodrowej. Uznano, że wykorzystanie typowych zacisków warsztatowych jest wystarczającym rozwiązaniem i nastręcza mniej problemów, niż przykładowo wykonywanie otworów na kołki blokujące w zakrzywionej części prowadnicy. Wadą tego rozwiązania jest rozbudowywanie urządzenia o odłączane elementy i opieranie się na sile docisku, a nie blokowaniu kształtem.

Przegub prostowania/zginania biodrowego jest zamocowany do karetki za pośrednictwem giętych płytek. Jako łożyskowanie zastosowano panewkę ślizgową z kołnierzem oraz podwójną podkładkę ślizgową. Użycie pary koncentrycznie zamontowanych podkładek ślizgowych o odpowiednich średnicach pozwala lepiej przenosić zwłaszcza momenty gnące. Wałek prostowania/zginania jest osadzony kształtowo w płycie kątowej zginania, obracającej się przy prostowaniu lub zginaniu biodrowym kończyną dolną względem nieruchomej płytki liniowej zginania. Wałek przypomina kształtem wkręt, bowiem ma gwintowaną zewnętrzną część o mniejszej średnicy i końcową część o większej średnicy, która opiera się na tulejce ślizgowej.

Na wałku znajdują się ruchoma względem niego płytki liniowa zginania i połączona z nim płytki kątowna zginania oraz nakrętka i przeciwnakrętka, które łączą części.



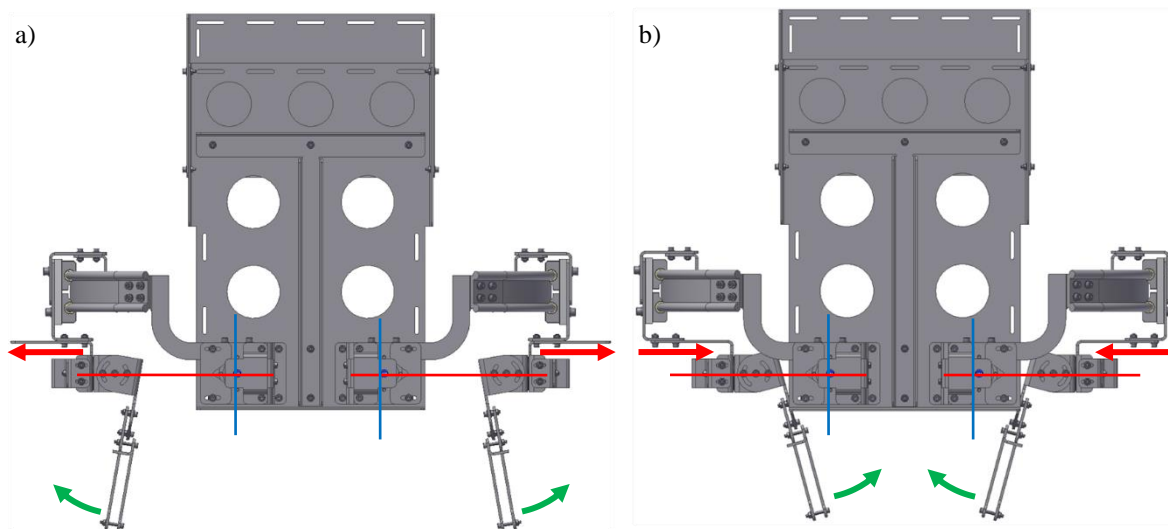
Rysunek 5.14 – Schemat węzła ruchu prostowania/zginania.

W tym węźle także zastosowano panewki ślizgowe firmy Igus, wybrane z pomocą systemu eksperckiego. Przy sprawdzaniu przyjęto niekorzystny przypadek obciążeń wynikający z pozycji karetki na zakrzywionej prowadnicy, która była podparta poprzez siłę oddziałującą na wałek zginania. Dokonując sprawdzenia w systemie eksperckim łożysk przyjmowano niekorzystne warunki pracy, podobnie jak przy obliczeniach panewek ślizgowych węzła przywodzenia/odwodzenia. Przyjęto dwukrotnie większe obciążenie statyczne i trzykrotnie większe dynamiczne z występującym obciążeniem krawędziowym, pracę wahliwą w kącie obrotu $\pm 90^\circ$, wykonywanie 10 obrotów na minutę bez przerw i podwyższoną temperaturę otoczenia wynoszącą 30°C . W takich warunkach pracy tuleja ślizgowa GFM-1214-03 ma żywotność ponad 5300 godzin, co jest wartością wystarczającą i zbliżoną do żywotności tulejek ślizgowych w węzłach przywodzenia/odwodzenia. Podkładki ślizgowe GTM-2442-015 i GTM-1224-015 są bardzo duże względem przenoszonych sił poosiowych, dzięki czemu nie było konieczne dodatkowe obliczanie ich zużycia.

Człon związany z zawiasem prostowania/zginania może być przesuwany względem karetki rotacji biodrowej na płytce liniowej zginania w zakresie ± 60 mm, promieniowo względem osi ruchu rotacji. Pozwala to przysunąć go bliżej ciała lub odsunąć od ciała wzdłuż osi działania przegubu prostowania/zginania. Zakres ruchu jest większy od regulacji węzłów

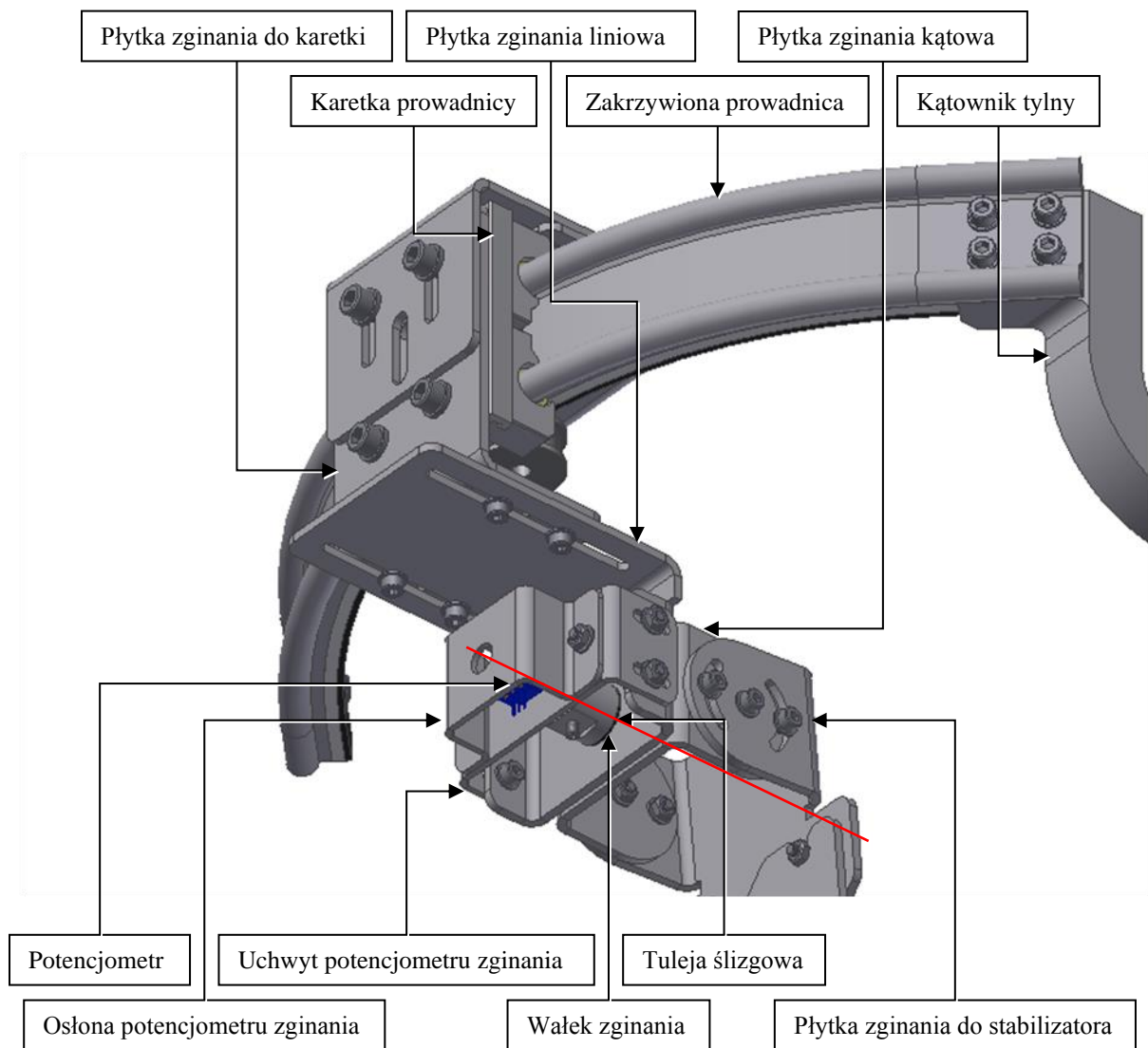
przywodzenia/odwodzenia w tym samym kierunku, gdyż zróżnicowanie rozstawu głów kości biodrowych jest mniejsze od całkowitej szerokości ciała na wysokości pasa, wynikającej nie tylko z szerokości miednicy, ale także grubości głównie tkanki tłuszczowej. Dodatkowym czynnikiem wpływającym na zakres regulacji była szerokość typowych drzwi wynosząca 800 mm. Przy najszerszym ustawianiu członów szerokość ortezy pomiarowej wynosi 750 mm, co pozwala na przechodzenie przodem przez ościeżnice.

Płytki mocowana do stabilizatora kolanowego może być ponadto regulowana kątovo względem płytki kątovej zginania w zakresie $\pm 30^\circ$. Superpozycja liniowego i kątovej ruchu pozwala na ustawienie płytki tak, by jej przymocowanie umożliwiło poprawne funkcjonowanie ortezy i było komfortowe dla jej użytkownika. Bez dodatkowej korekty kątovej urządzenie nadal mogłoby poprawnie przywierać do kończyn dolnych użytkownika, jednak kąt byłby kompensowany przez przeguby przywodzenia/odwodzenia. Doprowadziłyby to do niepokrywania się osi rotacji urządzenia z osią podłużną kończyn dolnych człowieka, co jest niepożądane, gdyż w takim układzie ruchy złożone kończyny dolnej byłyby niepoprawnie mierzone. Wprowadzenie dodatkowego justowania kąta mityguje ten problem.



Rysunek 5.15 – Regulacja położenia węzłów prostowania/zginania i przyłączy do stabilizatorów: a) najszersze ustawienie z rozbieżnym kątem 10° i b) najwęższe ustawienie ze zbieżnym kątem 15° .

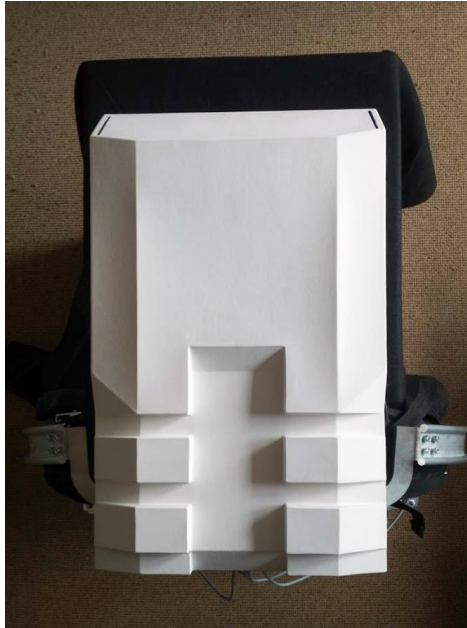
Potencjometr jest zabudowany podobnie jak w węźle przywodzenia/odwodzenia. Wałek potencjometru jest zamocowany wkrętem dociskowym w otworze znajdującym się na czole wałka prostowania/zginania, a nieruchoma część potencjometru zamocowana jest do oprawy w postaci płytki uchwytu potencjometru i osłonięta przez dodatkową płytkę. Wałek prostowania/zginania jest osadzony kształtowo w płytce kątovej zginania, dzięki czemu jest ruchomy względem płytki liniowej zginania i zamocowanego do niej uchwytu potencjometru.



Rysunek 5.16 – Szczegóły węzła ruchu prostowania/zginania.

Przegub prostowania/zginania biodrowego nie ma możliwości blokowania ani zmiany zakresu ruchu, bowiem jest wymagany do wykonywania kroków podczas chodu, jego blokowanie byłoby zatem niecelowe.

Część plecowa urządzenia, w tym węzły przywodzenia/odwodzenia, są przykryte przez obudowę. Obudowa pełni nie tylko funkcję estetyczną, ale i osłania urządzenie, zmniejszając ryzyko dostania się niepożądanych obiektów pomiędzy ruchome człony. Przewody elektryczne wyprowadzone są w dolnej części obudowy, a pasy mocujące do ciała człowieka w bocznej.



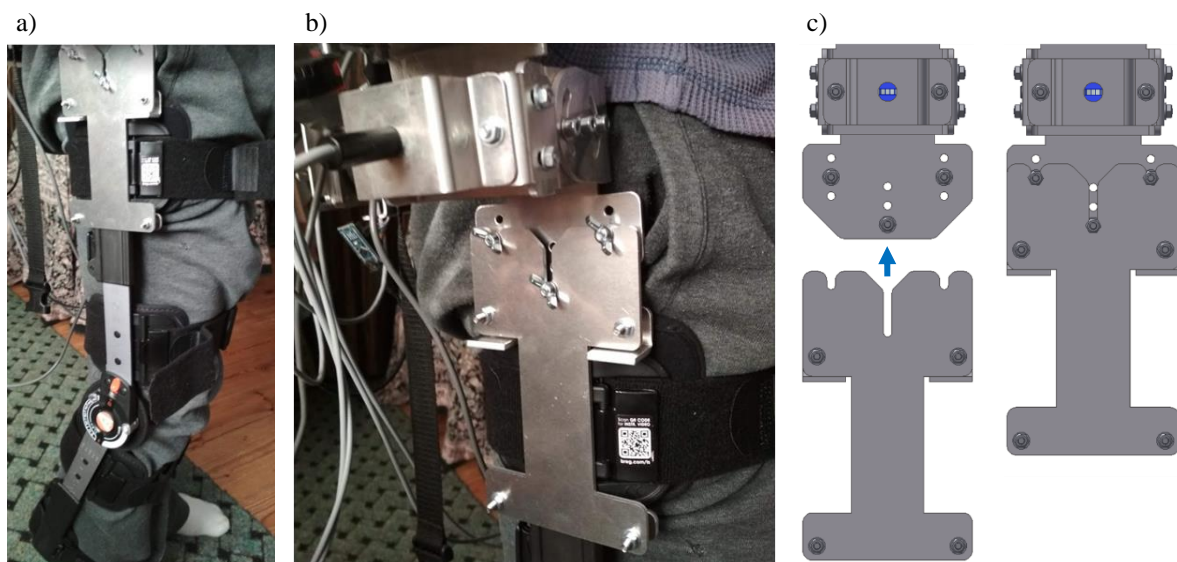
Rysunek 5.17 – Obudowa ortezy pomiarowej.

Przy wybieraniu elementów złącznych dążono do ich dużej unifikacji. W konstrukcji zastosowano głównie śruby z łbem walcowym płaskim i gniazdem pod klucz imbusowy zgodne z normą ISO 4762, podkładki ISO 7089 i nakrętki ISO 4032. Tam, gdzie łby śrub są zwrócone w stronę ciała użytkownika zastosowano śruby z łbem walcowym soczewkowym ISO 7380. Do montażu potencjometrów wykorzystywane są wkręty dociskowe zgodne z ISO 7436. W czasie korzystania z urządzenia niektóre śruby i nakrętki do justowania członów zamieniono na wersje z łbem motylkowym, by umożliwić ich odkręcanie i przykręcanie bez konieczności korzystania z narzędzi.

W pierwotnej wersji ortezy do części udowej kończyn dolnych za pomocą pary pasów przytraczone były ruchome człony ortezy zakończone płytkami. Testy urządzenia wykazały, że jest to rozwiązanie niewystarczające do poprawnego działania. Nawet przy płytce ściśle dociśniętej do ciała człowieka możliwe było wykonywanie kończyną dolną ruchów, które nie były rejestrowane przez urządzenie. Podatność ciała (zwłaszcza mięśni i tkanki tłuszczowej na odcinku udowym) była znacząca i wprowadzała problemy szczególnie przy pomiarze rotacji biodrowej przy wyprostowanej kończynie dolnej. Wykonano próby, w których badana osoba nie poruszała kończyną dolną, a druga osoba poruszała samym ostatnim członem urządzenia. W najgorszych obserwowanych przypadkach ruch martwy wynosił nawet 6 stopni, co było nieakceptowalną dużą wartością. Z tego powodu zdecydowano o konieczności rozbudowy urządzenia i usprawnienia sprzęgnięcia ostatniego członu z kończyną dolną badanej osoby. Potrzebne było mocowanie, które nie będzie łatwo obracać się wzdłuż osi podłużnej kończyny

dolnej, a jednocześnie nie odbierze jej możliwości ruchowych ani nie będzie kłopotliwe w stosowaniu. Warunkom tym sprostały handlowe ortezy stawu kolanowego. Oś działania stabilizatora musi pokrywać się z osią stawu kolanowego, dlatego ich konstrukcja zapewnia solidne przyleganie do części udowej i goleniowej kończyny dolnej.

Przegląd rynku pozwolił wyłonić korzystne dostępne rozwiązanie w postaci stabilizatora Breg T-Scope. O jego wyborze zadecydowała konstrukcja umożliwiająca płynną regulację długości członów powyżej i poniżej stanu kolanowego, duża powierzchnia regulowanych pasów mocujących oraz płaski przekrój łączników. Ta ostatnia cecha była istotna z powodu konieczności zaprojektowania adaptera do połączenia stabilizatorów z kończyną pomiarową. Przyjęto założenie, że stabilizatory nie powinny być modyfikowane, aby nie wpłynąć na ich działanie a także nie utracić gwarancji producenta. Zaprojektowano uchwyty składające się z dwóch równoległych płytek, pomiędzy którymi umieszczona jest górna obejmka stabilizatora. Każda z płytek ma kształt dobrany tak, by w dwóch kierunkach blokować się o występy części stabilizatora, co uniemożliwia wzajemne przesuwanie się. Adaptery stabilizatora są wsuwane w zmodyfikowane płytki ostatnich członów ortezy pomiarowej i blokowane za pomocą śrub. Rozbudowanie urządzenia o stabilizatory kolanowe wydatnie poprawiło jego działanie. Ruch martwy spadł do wartości poniżej 1 stopnia. Z powodu dodania nowych elementów wzrosła masa urządzenia, jednak jest ona rozłożona wzdłuż większości długości kończyny dolnej, dzięki czemu dodatkowe obciążenie nie jest uciążliwe dla użytkownika.



Rysunek 5.18 – Stabilizator kolanowy współpracujący z ortezą pomiarową: a) widok ogólny, b i c) zbliżenie systemu mocowania.

Wykaz części ortezy pomiarowej zawarto w tabeli 5.5.

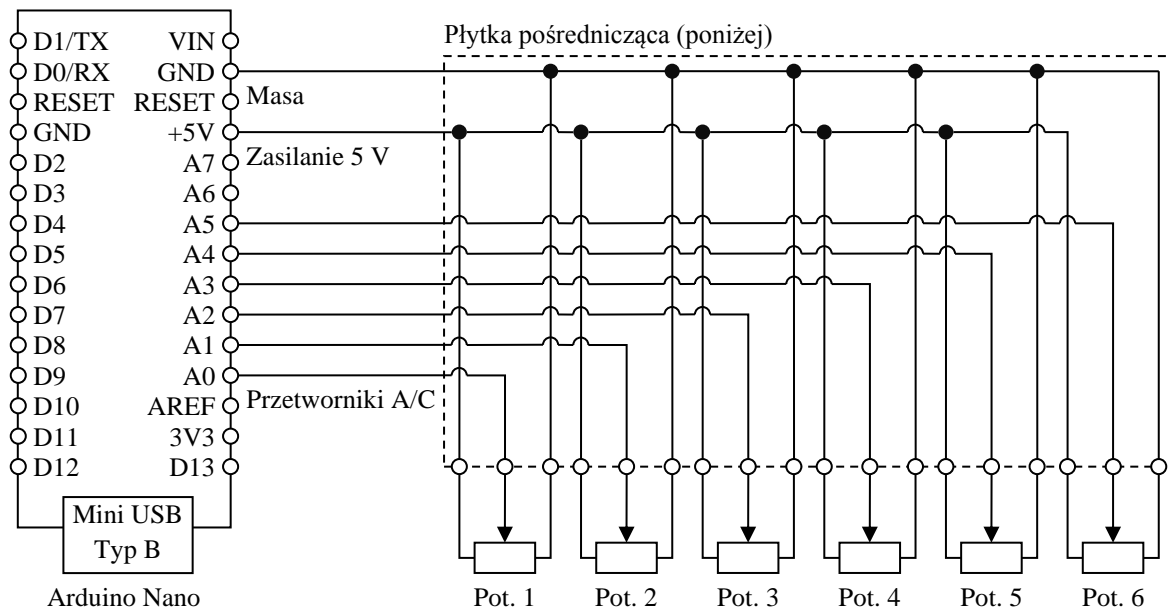
Tabela 5.5 – Wykaz części ortezy pomiarowej.

Numer	Nazwa części	Liczba sztuk	Nazwa handlowa producenta
1.	Płyta plecowa	1	–
2.	Płyta tylna	1	–
3.	Wzmocnienie pleców	1	–
4.	Płytką odwodzenia	2	–
5.	Płytką odwodzenia (tył)	2	–
6.	Uchwyt łożyska odwodzenia	2	–
7.	Uchwyt potencjometru odwodzenia	2	–
8.	Ośłona potencjometru odwodzenia	2	–
9.	Tuleja ślizgowa odwodzenia	4	Igus GFM-5055-07
10.	Walek odwodzenia	2	–
11.	Płytką zakresu odwodzenia	2	–
12.	Kątownik tylny lewy	1	–
13.	Kątownik tylny prawy	1	–
14.	Zakrzywiona prowadnica	2	Igus WSB-S-8202816-170803
15.	Karetka prowadnicy	2	Igus WWB-10-40-07
16.	Płytką zginania do karetki	2	–
17.	Uchwyt potencjometru rotacji 1	2	–
18.	Uchwyt potencjometru rotacji 2	2	–
19.	Płytką zginania liniowa	2	–
20.	Płytką zginania kątowna	2	–
21.	Płytką zginania do stabilizatora	2	–
22.	Uchwyt potencjometru zginania	2	–
23.	Ośłona potencjometru zginania	2	–
24.	Tuleja ślizgowa zginania	2	Igus GFM-1214-03
25.	Podkładka ślizgowa zginania 1	2	Igus GTM-2442-015
26.	Podkładka ślizgowa zginania 2	2	Igus GTM-1224-015
27.	Walek zginania	2	–
28.	Potencjometr odwodzenia i zginania	4	Bourns 51AAD-B24-A15L
29.	Potencjometr rotacji	2	Bourns 3590S-6-103L
30.	Koło pasowe	2	Modelcraft 226017
31.	Pasek zębaty	2	Modelcraft 226084
32.	Dystans paska zębatego.	2	–
33.	Płytką stabilizatora zewnętrzna	2	–
34.	Płytką stabilizatora wewnętrzna	2	–
35.	Stabilizator kolanowy	2	Breg T-Scope
36.	Mikrokontroler	1	Arduino Nano
37.	Plecak (oraz paski i zaczepy)	1	–
38.	Obudowa	1	–
39.	Elementy złączne	350	–
40.	Przewody elektryczne	7	–

5.7.2 Warstwa elektroniczna i elektryczna

Warstwa elektryczna i elektroniczna orzezy składa się z przetworników pomiarowych w postaci potencjometrów, płytki mikrokontrolera Arduino oraz elementów pośredniczących.

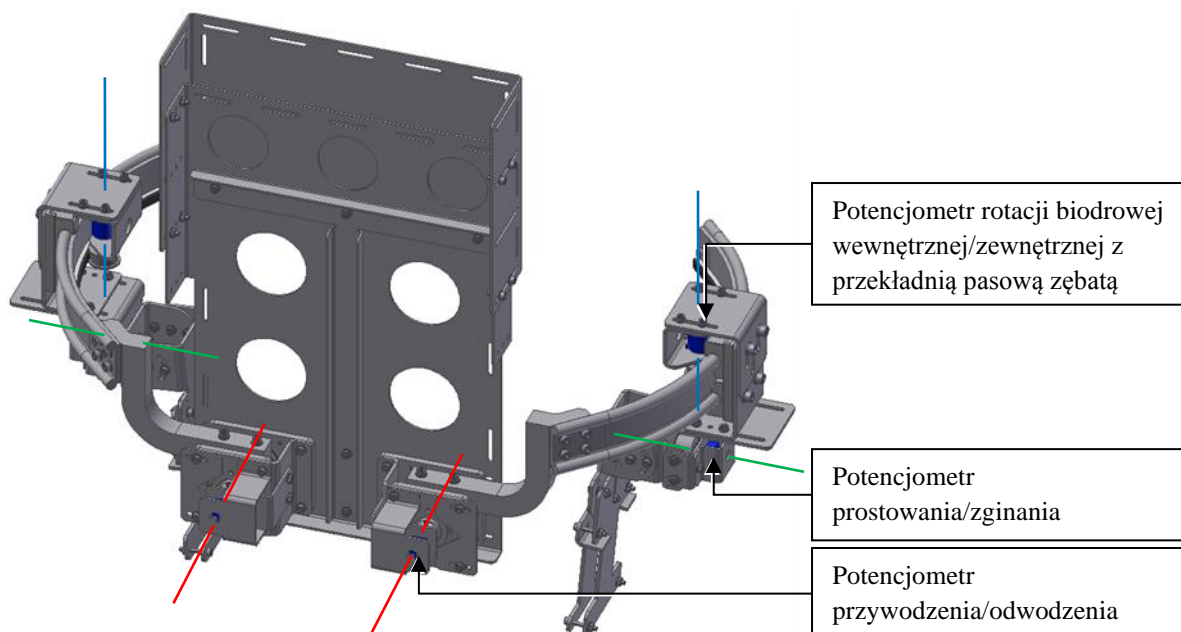
Przetworniki pomiarowe w postaci potencjometrów o charakterystyce liniowej dostarczają informacji o orientacji kątowej członów orzezy. W przypadku przegubów odwodzenia/przywodzenia i prostowania/zginania zastosowano potencjometry jednoobrotowe, których obudowa jest przymocowana do członu nieruchomego w danej parze, a wałek jest związany z członem ruchomym. Przegub rotacji wewnętrznej/zewnętrznej wykorzystuje potencjometr wieloobrotowy współpracujący z przekładnią zębatą. Potencjometry dostarczają analogowy sygnał napięciowy do mikrokontrolera zaopatrzonego w przetworniki analogowo-cyfrowe. Mikrokontroler jest podłączany do komputera kablem USB, który służy zarówno do zasilania układu, jak i przesyłania sygnału. Sygnały napięciowe potencjometrów są próbkowane przez mikrokontroler, a informacja o odczycie każdego z sześciu przetworników przesyłana jest do komputera, gdzie tworzony jest zapis wartości w funkcji czasu. Między mikrokontrolerem a potencjometrami zastosowano pośredniczącą płytkę uniwersalną ze złączami. Dzięki temu możliwe jest odłączenie osobno każdego potencjometru, co ułatwia ich montaż i ewentualną konserwację.



Rysunek 5.19 – Schemat elektryczny układu sterownia orzezy pomiarowej.
Skrótem pot. oznaczono potencjometry.

Do zastosowania w orzezie pomiarowej wybrano układ Arduino Nano. Niewielka płytka drukowana mieści programowalny mikrokontroler z procesorem ATmega328P o częstotliwości

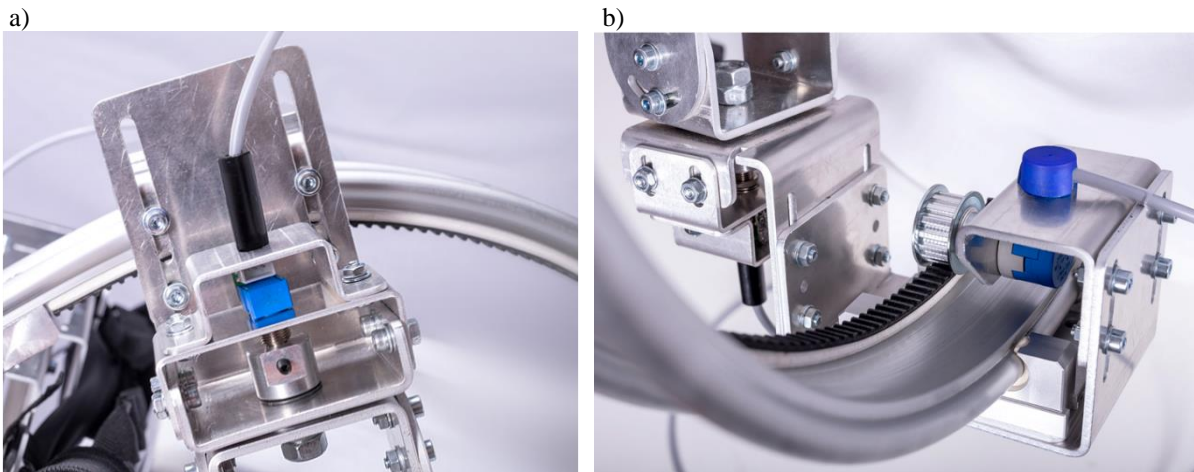
pracy zegara 16 MHz. Układ jest wyposażony w osiem 10-bitowych przetworników analogowo-cyfrowych. Mikrokontroler nie wymaga osobnego zasilania i rozpoczyna funkcjonowanie po podłączeniu do komputera za pomocą złącza USB i uruchomieniu terminala. Układ pracuje przy napięciu zasilania 5V i pobiera natężenie prądu do 20 mA, jeśli do płytki nie są podłączone dodatkowe urządzenia. Wyprowadzenia płytki mogą posłużyć do podania natężenia prądu do 40 mA każde. Praca mikrokontrolera jest wskazywana przez czerwoną diodę elektroluminescencyjną, podczas gdy miganie pomarańczowej diody sygnuje wysyłanie danych. Do programowania Arduino nie są potrzebne dodatkowe układy, program można wgrać po podłączeniu do komputera, na którym zainstalowane jest środowisko programistyczne oraz sterowniki sprzętowe.



Rysunek 5.20 – Miejsca zamontowania potencjometrów, osie przerwane dla uwidocznienia przetworników.

Zastosowane potencjometry Bourns 51AAD-B24-A15L i 3590S-6-103L są przetwornikami pomiarowymi o kącie obrotu odpowiednio 290° i 3600°, rezystancji 10 kΩ i mocy odpowiednio do 1 W i 2 W. Potencjometry są podłączone do mikrokontrolera trójżyłowymi przewodami ekranowanymi w celu redukcji szumów. Informacja o orientacji kątowej wałka potencjometru jest bezwzględna (absolutna), jednak nie odpowiada wprost orientacji kątowej członu ortezy. Z tego powodu, by odczyty potencjometrów można było interpretować jako kąty członów ortezy, wymagane jest przynajmniej jednokrotne wzorcowanie urządzenia. Zastosowane potencjometry mają charakterystykę liniową, a nie logarytmiczną, dzięki czemu wzorcowanie jest nieskomplikowane: człony ortezy są umieszczane w znanych krańcowych położeniach i sprawdzany jest odpowiadający im sygnał z potencjometrów. To pozwala uzyskać dwa punkty,

wiążące rzeczywistą orientację członu z odczytywanym sygnałem. Następnie dla wartości sygnałów z położen pośrednich dokonywane jest liniowe przekształcenie.



Rysunek 5.21 – Potencjometry pomiaru orientacji a) węzła prostowania/zginania i b) rotacji biodrowej (widoczna także przekładnia zębata).

Orteza pomiarowa jest łączona za pomocą kabla USB z komputerem, na którym jest uruchamiany terminal do akwizycji danych. Wartości odczytywane z sześciu potencjometrów są wypisywane linijka po linijce co zaprogramowany czas. Program można zakończyć z poziomu terminalu lub po prostu wyciągając wtyk USB. Zasięg ortozy jest ograniczony długością kabla USB i wynosi około 2,5 metra. Możliwe jest wykorzystanie dłuższego kabla, ale wybrano długość, która nie wymaga stosowania dodatkowego repetera zasilającego. Dodanie aktywnego (zasilanego) przedłużacza jest możliwe, gdyby wymagany był większy zasięg. Można także nie podłączać ortozy pomiarowej do komputera stacjonarnego, a zamiast tego wykorzystać komputer przenośny, przenoszony przez użytkownika ortozy. W takim przypadku urządzenie jest autonomiczne, a zasięg jest ograniczony czasem działania komputera przenośnego. Pobór mocy ortozy jest niewielki, dzięki czemu może ona funkcjonować w takiej konfiguracji przez kilka godzin.

5.7.3 Warstwa programowa

Mikrokontroler jest programowany w języku C++. Algorytm działania programu ortozy pomiarowej przedstawiono na schemacie blokowym na rysunku 5.22. Program nawiązuje komunikację z komputerem, a potem co określony czas wypisuje stempel czasowy oraz sygnał z potencjometrów mierzących orientację członów urządzenia. Seria odczytów poprzedzona jest nagłówkiem wskazującym, jakie parametry znajdują się w kolejnych kolumnach.

Poniżej wskazano funkcje wykorzystane w programie. Funkcje typu void nie zwracają wartości. Argumenty funkcji są podane w nawiasach, puste nawiasy oznaczają brak przyjmowanych argumentów.

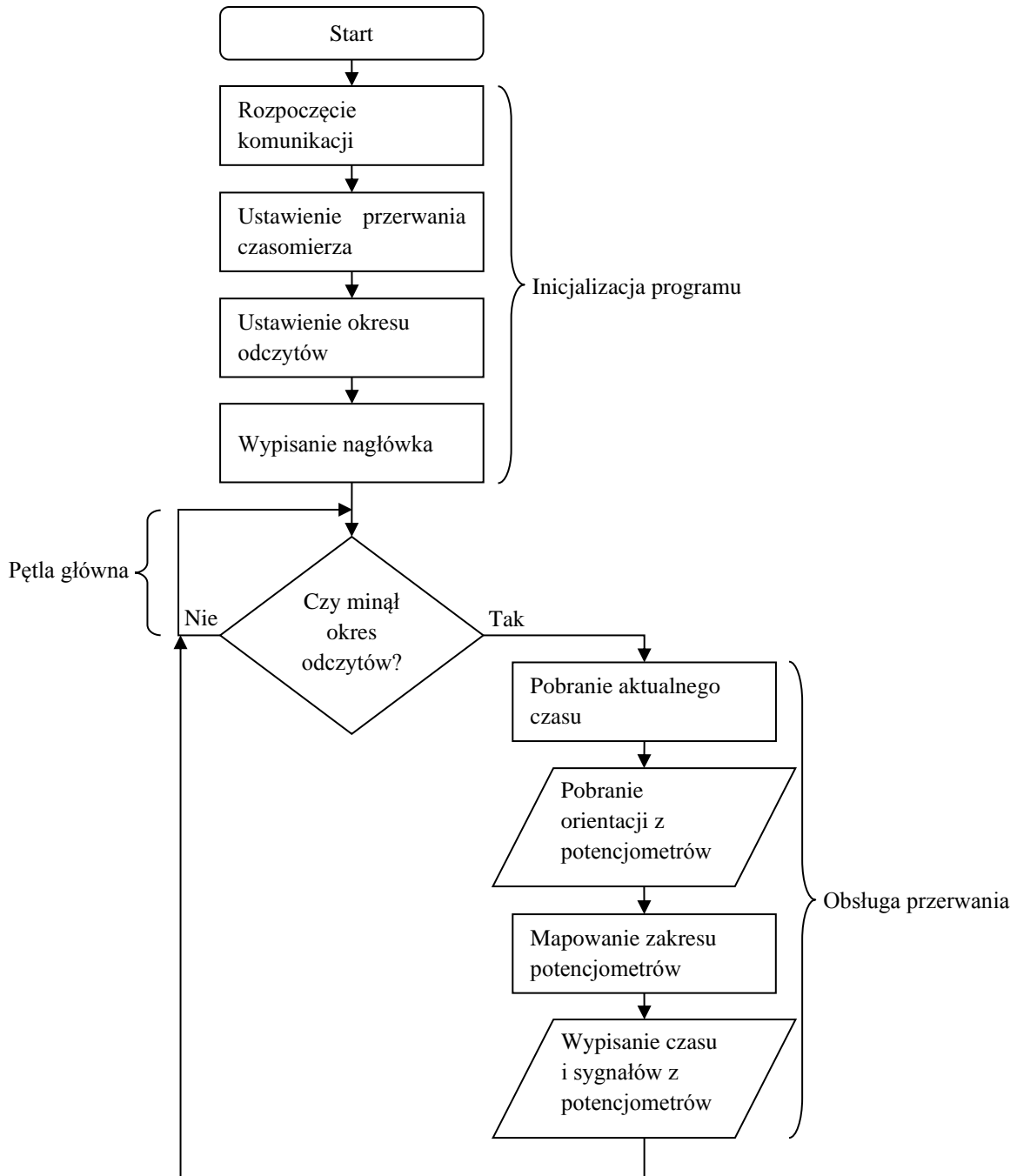
- void setup() – funkcja wykonywana raz po włączeniu mikrokontrolera, użyta do deklaracji zmiennych oraz rozpoczęcia komunikacji.
- void loop() – pętla główna programu, wykonywana konsekwentnie bez warunków.
- serial.begin(prędkość komunikacji) – funkcja inicjalizująca komunikację za pośrednictwem portu szeregowego, przyjmująca prędkość komunikacji w bodach jako argument. Używana jest prędkość 11520 bodów.
- millis() – funkcja zwracająca czas od włączenia mikrokontrolera, wartości podawane są w milisekundach. Funkcja przepełnia się po około 50 dniach nieprzerwanego działania i rozpoczyna odliczanie od początku.
- analogRead(oznaczenie wejścia) – funkcja odczytująca wskazane analogowe wejście mikrokontrolera. Przetwornik analogowo-cyfrowy operuje domyślnie na napięciu od 0 do 5 woltów i zwraca wartości z przedziału od 0 do 1023. Odczytywane są analogowe wejścia numerowane od 0 do 6, które są połączone z wyjściami sygnałowymi potencjometrów.

Dwie kolejne funkcje należą do otwartej biblioteki TimerOne.h, która zawiera funkcje czasomierza.

- Timer1.initialize(wartość czasu) – funkcja inicjalizująca licznik czasu i określająca, jaki czas podawany w mikrosekundach jest odmierzany przez licznik. Ta wartość określa czas między kolejnymi odczytami sygnału potencjometrów podczas działania programu.
- Timer1.attachInterrupt(nazwa funkcji) – funkcja przypisująca funkcję do wywołania na skutek wystąpienia przerwania po przepełnieniu licznika. Funkcja ta pozwala przejść do odczytywania orientacji potencjometrów co zadany czas, bez konieczności ciągle powtarzanego porównywania wartości. Wywoływana funkcja przerwania ma w tym przypadku nazwę callback.
- void callback() – funkcja wywoływana po przepełnieniu licznika. W tej funkcji następuje odczyt sygnałów potencjometrów i wypisanie czasu oraz wartości.
- map(wartość, początek zakresu 1, koniec zakresu 1, początek zakresu 2, koniec zakresu 2) – funkcja pozwalająca zmodyfikować argument, zwracając wartość przeskalowaną proporcjonalnie między zdefiniowanymi zakresami 1 i 2. Funkcja ta może być wykorzystana do zmiany wartości odczytanych z przetwornika analogowo-cyfrowego na rzeczywiste wartości kątowe orientacji członów ortezy pomiarowej dzięki przeprowadzeniu

liniowej transformaty. Ostatecznie funkcja nie została wykorzystana, gdyż zwraca jedynie wartości całkowite.

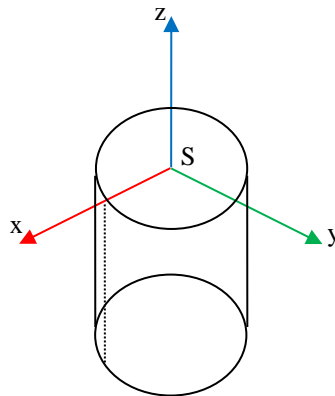
- `serial.Print(wartość)` – funkcja wypisująca tekst na ekranie za pośrednictwem portu szeregowego. Funkcja jest wykorzystywana do wypisywania czasu i sygnałów potencjometrów w formie zrozumiałej dla człowieka.



Rysunek 5.22 – Schemat blokowy algorytmu działania ortezy pomiarowej.

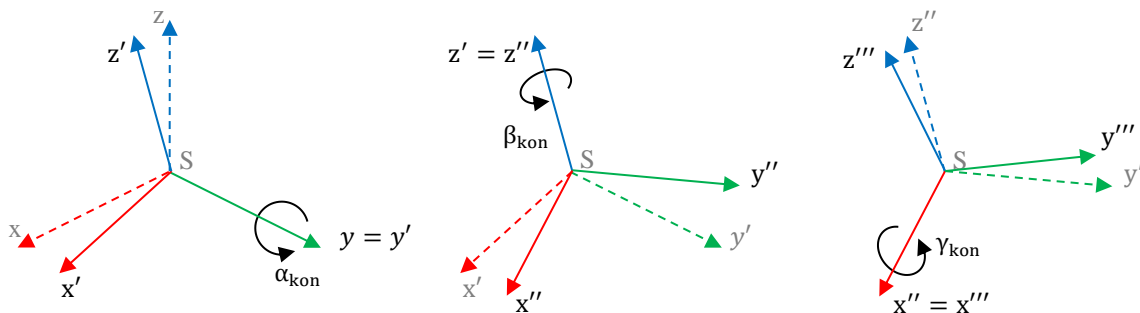
5.8 Matematyczny opis ruchu

Orteza pomiarowa stanowi łańcuch trzech członów obrotowych o jednym stopniu swobody każdy, których środek obrotu nominalnie znajduje się w punkcie. Do opisu ruchu można zastosować kąty zgodne z konwencją Taita-Bryana, podobną do konwencji kątów Eulera, jednak bez powtarzania osi w sekwencji ruchu. Rozważania prowadzone są w przestrzeni \mathbb{R}^3 . W wyidealizowanym przypadku osie obrotu członów ortezy X, Y i Z pokrywają się z osiami x, y i z bazowego układu odniesienia, którego środek S pokrywa się z głową kości udowej kończyny dolnej, oś x skierowana jest w prawo, oś y w przód a oś z w górę. Osie urządzenia są zatem nominalnie ortogonalne i przecinają się w punkcie będącym środkiem układu współrzędnych.

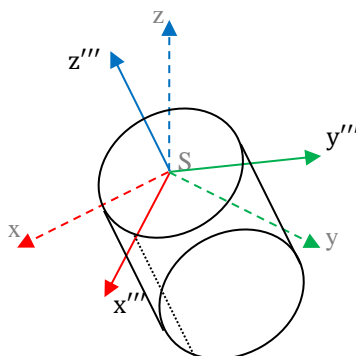


Rysunek 5.23 – Bazowy układ współrzędnych i odcinek udowy kończyny dolnej w położeniu początkowym. Zewnętrzna część kończyny dolnej, do której przywiera orteza pomiarowa, została oznaczona linią przerywaną.

W ortezie łańcuch kinematyczny wykonuje najpierw obrót przywodzenia/odwodzenia o kąt α_{ort} wokół osi Y, następnie obrót rotacji biodrowej o kąt β_{ort} wokół osi Z' (osi Z obróconej względem osi Y), a na końcu obrót o kąt γ_{ort} wokół osi X'' (osi X obróconej kolejno wokół osi Y i Z'). W opisywanym tu idealnym przypadku kąty orientacji członów ortezy α_{ort} , β_{ort} i γ_{ort} są takie same, jak kąty orientacji odcinka udowego kończyny dolnej człowieka α_{kon} , β_{kon} i γ_{kon} . W rzeczywistości jednak opis ruchu członów ortezy jest bardziej złożony, gdyż osie urządzenia nie muszą być ortogonalne ani przecinać się w punkcie ze względu na niedoskonałości konstrukcji i wyjustowania do użytkownika. Taki sposób może jednak być wykorzystany przy opisie ruchu odcinka udowego kończyny dolnej człowieka.



Rysunek 5.24 – Sekwencja obrotów kończyny dolnej – obrót przywodzenia/odwodzenia o kąt α_{kon} wokół osi y, obrót rotacji biodrowej o kąt β_{kon} wokół osi z', obrót o kąt γ_{kon} wokół osi x''.



Rysunek 5.25 – Orientacja odcinka udowego kończyny dolnej po wykonaniu sekwencji obrotów o kąty α_{kon} , β_{kon} i γ_{kon} .

5.8.1 Opis ruchu odcinka udowego kończyny dolnej człowieka

Do opisu tego ruchu wykorzystano macierze rotacji. Stosowana jest konwencja, w której macierz transformaty znajduje się po lewej stronie transformowanego wektora kolumnowego (lub macierzy cosinusów). Stosowane są prawoskrętne układy współrzędnych i obroty zgodne z regułą prawej dłoni.

Macierz rotacji w takim przypadku to:

$$[R_{kon}(\alpha_{kon}; \beta_{kon}; \gamma_{kon})] = [R_{x''}(\gamma_{kon})][R_{z'}(\beta_{kon})][R_y(\alpha_{kon})] \quad (5.1)$$

Gdzie:

$[R_{kon}(\alpha_{kon}; \beta_{kon}; \gamma_{kon})]$ – macierz rotacji odcinka udowego kończyny dolnej człowieka;

$[R_y(\alpha_{kon})]$ – macierz rotacji przywodzenia/odwodzenia o kąt α_{kon} wokół osi y;

$[R_{z'}(\beta_{kon})]$ – macierz rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej o kąt β_{kon} wokół osi z';

$[R_{x''}(\gamma_{kon})]$ – macierz rotacji prostowania/zginania o kąt γ_{kon} wokół osi x''.

Powyższe równanie wykorzystuje macierze obrotów wokół ruchomych osi. Wygodniejsze jest zastosowanie równorzędnego opisu matematycznego wykorzystującego obroty o te same kąty wokół osi nieruchomych, opartego na zależności:

$$\begin{aligned} [R_{kon}(\alpha_{kon}; \beta_{kon}; \gamma_{kon})] &= [R_{x''}(\gamma_{kon})][R_{z'}(\beta_{kon})][R_y(\alpha_{kon})] = \\ &= [R_y(\alpha_{kon})][R_z(\beta_{kon})][R_x(\gamma_{kon})] \end{aligned} \quad (5.2)$$

Gdzie:

$[R_y(\alpha_{kon})]$ – macierz rotacji przywodzenia/odwodzenia o kąt α_{kon} wokół osi y;

$[R_z(\beta_{kon})]$ – macierz rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej o kąt β_{kon} wokół osi z;

$[R_x(\gamma_{kon})]$ – macierz rotacji prostowania/zginania o kąt γ_{kon} wokół osi x.

Przy czym:

$$\begin{aligned} [R_y(\alpha_{kon})] &= \begin{bmatrix} \cos(\alpha_{kon}) & 0 & \sin(\alpha_{kon}) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\alpha_{kon}) & 0 & \cos(\alpha_{kon}) \end{bmatrix} \\ [R_z(\beta_{kon})] &= \begin{bmatrix} \cos(\beta_{kon}) & -\sin(\beta_{kon}) & 0 \\ \sin(\beta_{kon}) & \cos(\beta_{kon}) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ [R_x(\gamma_{kon})] &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\gamma_{kon}) & -\sin(\gamma_{kon}) \\ 0 & \sin(\gamma_{kon}) & \cos(\gamma_{kon}) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.3)$$

Po podstawieniu:

$$\begin{aligned} [R_{kon}(\alpha_{kon}; \beta_{kon}; \gamma_{kon})] &= \\ &= \begin{bmatrix} \cos(\alpha_{kon}) \cos(\beta_{kon}) & -\cos(\alpha_{kon}) \sin(\beta_{kon}) \cos(\gamma_{kon}) + \sin(\alpha_{kon}) \sin(\gamma_{kon}) & \cos(\alpha_{kon}) \sin(\beta_{kon}) \sin(\gamma_{kon}) + \sin(\alpha_{kon}) \cos(\gamma_{kon}) \\ \sin(\beta_{kon}) & \cos(\beta_{kon}) \cos(\gamma_{kon}) & -\cos(\beta_{kon}) \sin(\gamma_{kon}) \\ -\sin(\alpha_{kon}) \cos(\beta_{kon}) & \sin(\alpha_{kon}) \sin(\beta_{kon}) \cos(\gamma_{kon}) + \cos(\alpha_{kon}) \sin(\gamma_{kon}) & -\sin(\alpha_{kon}) \sin(\beta_{kon}) \sin(\gamma_{kon}) + \cos(\alpha_{kon}) \cos(\gamma_{kon}) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.4)$$

Ta macierz rotacji opisuje jednak obrót względem ortogonalnych osi przecinających się w punkcie. To wystarczające przybliżenie opisu rotacji kości udowej względem miednicy, gdzie głowa kości w panewce tworzy przegub kulowy. Opis taki jest jednak niewystarczający do opisanie ruchu ortezy, gdyż z powodu niedoskonałości urządzenia osie obrotu członów mogą być przekoszone – nie być ortogonalne i nie przecinać się w punkcie.

5.8.2 Opis ruchu orzezy pomiarowej

W opisie ruchu orzezy pomiarowej używane są równania opisujące obroty względem arbitralnych osi. Osie przywodzenia/odwodzenia, rotacji biodrowej oraz prostowania/zginania są zdefiniowane w początkowej pozycji jako nieortogonalne – każda z nich jest pod danym kątem w układzie odniesienia – oraz nieprzecinające się w punkcie, co oznacza że każda z osi ma zdefiniowany punkt, przez który przechodzi, różny od środka układu współrzędnych S. Każda z osi X, Y i Z obrotu członów orzezy w położeniu początkowym jest opisana poprzez punkt P_{osN} , przez który przechodzi oraz wektor kierunkowy $\overrightarrow{v_{osN}}$.

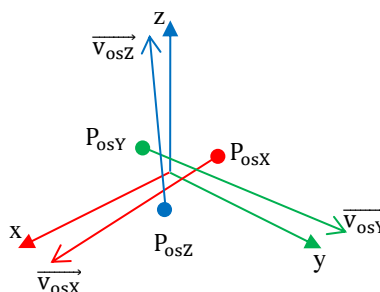
$$\begin{aligned}
 [X] &= \begin{bmatrix} P_{osXx} & v_{osXx} & 0 & 0 \\ P_{osXy} & v_{osXy} & 0 & 0 \\ P_{osXz} & v_{osXz} & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 [Y] &= \begin{bmatrix} P_{osYx} & v_{osYx} & 0 & 0 \\ P_{osYy} & v_{osYy} & 0 & 0 \\ P_{osYz} & v_{osYz} & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 [Z] &= \begin{bmatrix} P_{osZx} & v_{osZx} & 0 & 0 \\ P_{osZy} & v_{osZy} & 0 & 0 \\ P_{osZz} & v_{osZz} & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{5.5}$$

Gdzie:

N – osie orzezy X, Y lub Z w położeniu początkowym;

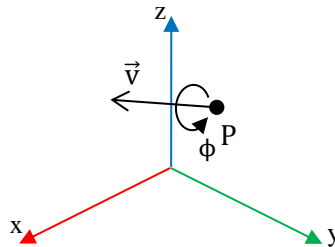
$$\overrightarrow{v_{osN}} = \begin{bmatrix} v_{osNx} \\ v_{osNy} \\ v_{osNz} \end{bmatrix} \text{ – wektory kierunkowe osi N;}$$

$$P_{osN} = \begin{bmatrix} P_{osNx} \\ P_{osNy} \\ P_{osNz} \end{bmatrix} \text{ – punkty należące do osi N.}$$



Rysunek 5.26 – Osie orzezy X, Y, Z, które nie przechodzą przez środek bazowego układu współrzędnych i nie są równoległe do jego osi. Osie orzezy są zdefiniowane przez punkt P_{osN} oraz wektor kierunkowy $\overrightarrow{v_{osN}}$.

Do obrotu wokół arbitralnej osi stosowane jest przekształcenie działające w siedmiu krokach [129]. Wartościami wejściowymi są zdefiniowana oś (właściwie wektor \vec{v} , gdyż kierunek ma znaczenie dla kierunku obrotu) wraz z punktem P należącym do osi oraz kąt obrotu ϕ wokół niej.



Rysunek 5.27 – Obrót o kąt ϕ wokół arbitralnego wektora \vec{v} o punkcie przyłożenia P.

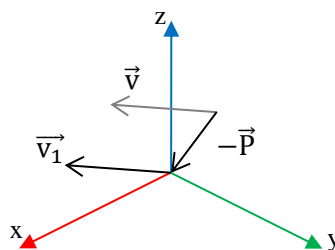
Przekształcenie prowadzi do pokrycia arbitralnej osi obrotu z osią bazowego układu współrzędnych, wykonaniu obrotu opisanego prostą macierzą rotacji i powrotu do początkowych położenia i orientacji osi obrotu.

Punkt należący do arbitralnej osi obrotu przesuwany jest do środka układu współrzędnych. Wektor kierunku arbitralnej osi obrotu \vec{v} przyłożony w początku układu współrzędnych otrzymuje oznaczenie \vec{v}_1 .

$$[T(P)] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -P_x \\ 0 & 1 & 0 & -P_y \\ 0 & 0 & 1 & -P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

Gdzie:

$[T(P)]$ – macierz translacji punktu P do środka układu współrzędnych.



Rysunek 5.28 – Przesunięcie wektora \vec{v} do początku układu współrzędnych.

Wektor kierunku arbitralnej osi obrotu \vec{v}_1 jest obracany wokół osi x, tak aby znalazł się w płaszczyźnie x-z. Wektor w nowej orientacji otrzymuje nazwę \vec{v}_2 , jego długość pozostaje niezmienną.

$$[R_x(\vec{v}_1)] = [R_x(\phi_1)] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi_1 & -\sin \phi_1 & 0 \\ 0 & \sin \phi_1 & \cos \phi_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.7)$$

Przy czym:

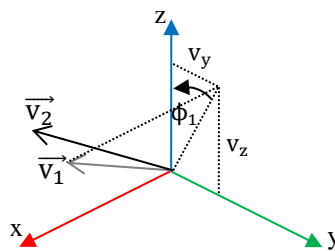
$$\sin \phi_1 = \frac{v_y}{\sqrt{v_y^2 + v_z^2}}$$

$$\cos \phi_1 = \frac{v_z}{\sqrt{v_y^2 + v_z^2}}$$

Gdzie:

$[R_x(\vec{v}_1)] = [R_x(\phi_1)]$ – macierz obrotu wektora \vec{v}_1 wokół osi x o kąt ϕ_1 .

Jeśli mianownik $\sqrt{v_y^2 + v_z^2}$ jest równy 0, to operacji nie trzeba przeprowadzać, gdyż wektor \vec{v} pokrywa się z osią x. W takim przypadku można przejść do następnej operacji.



Rysunek 5.29 – Obrót wektora \vec{v}_1 o kąt ϕ_1 wokół osi x na płaszczyźnie x-z.

Wektor kierunku \vec{v}_2 jest obracany wokół osi y, tak aby pokrył się z osią z układu współrzędnych. Istotny jest kierunek – wektor i oś bazowego układu współrzędnych muszą mieć taki sam, dlatego obrót ten wykonywany jest zgodnie z ruchem wskazówek zegara.

$$[R_y(\vec{v}_2)] = [R_y(\phi_2)] = \begin{bmatrix} \cos \phi_2 & \sin \phi_2 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \phi_2 & \cos \phi_2 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.8)$$

Przy czym:

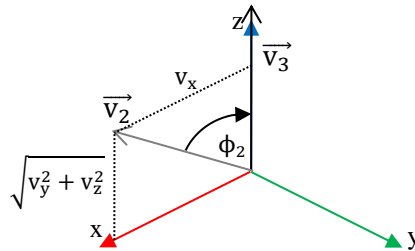
$$\sin \phi_2 = \frac{v_x}{\sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}}$$

$$\cos \phi_2 = \frac{\sqrt{v_y^2 + v_z^2}}{\sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}}$$

Gdzie:

$[R_y(\vec{v}_2)] = [R_y(\phi_2)]$ – macierz obrotu wektora \vec{v}_2 wokół osi y o kąt ϕ_2 .

Mianownik $\sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}$ nie może być równy 0, gdyż oznaczałoby to zerową długość wektora \vec{v} .



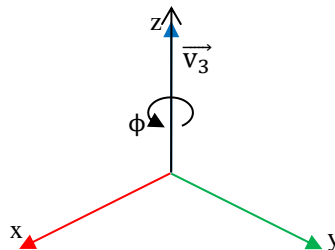
Rysunek 5.30 – Obrót wektora \vec{v}_2 o kąt ϕ_2 wokół osi y do pokrycia z osią z.

Teraz możliwe jest wykonanie obrotu o kąt ϕ wokół osi z, który jest opisany prostą macierzą rotacji.

$$[R_z(\phi)] = \begin{bmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 0 & 0 \\ \sin \phi & \cos \phi & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.9)$$

Gdzie:

$[R_z(\phi)]$ – macierz obrotu wokół osi z o kąt ϕ .



Rysunek 5.31 – Obrót wokół osi z o kąt ϕ .

Po wykonaniu obrotu następują przekształcenia odwrotne, tak by wektor obrotu powrócił do pierwotnej pozycji i orientacji zgodnej z daną arbitralną osią obrotu. Najpierw wektor wraca na płaszczyznę x-z w wyniku przeciwnego obrotu wokół osi y o kąt ϕ_2 .

$$[R_y(\vec{v}_2)]^{-1} = [R_y(\phi_2)]^{-1} = \begin{bmatrix} \cos \phi_2 & -\sin \phi_2 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin \phi_2 & \cos \phi_2 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

$$\sin \phi_2 = \frac{v_x}{\sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}}$$

Przy czym:

$$\cos \phi_2 = \frac{\sqrt{v_y^2 + v_z^2}}{\sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}}$$

Gdzie:

$[R_y(\vec{v}_2)]^{-1} = [R_y(\phi_2)]^{-1}$ – macierz odwrotna do macierzy obrotu wektora \vec{v}_2 wokół osi y o kąt ϕ_2 .

Następnie wektor wraca do pierwotnej orientacji w wyniku przeciwnego obrotu o kąt ϕ_1 wokół osi x.

$$[R_x(\vec{v}_1)]^{-1} = [R_x(\phi_1)]^{-1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi_1 & \sin \phi_1 & 0 \\ 0 & -\sin \phi_1 & \cos \phi_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ gdzie:} \quad (5.11)$$

$$\sin \phi_1 = \frac{v_y}{\sqrt{v_y^2 + v_z^2}}$$

$$\cos \phi_1 = \frac{v_z}{\sqrt{v_y^2 + v_z^2}}$$

Gdzie:

$[R_x(\vec{v})]^{-1} = [R_x(\phi_1)]^{-1}$ – macierz odwrotna do macierzy obrotu wektora \vec{v}_1 wokół osi x o kąt ϕ_1 .

Finalnie wektor jest przesuwany na swoje pierwotne położenie.

$$[T(P)]^{-1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & P_x \\ 0 & 1 & 0 & P_y \\ 0 & 0 & 1 & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

Gdzie:

$[T(P)]^{-1}$ – macierz odwrotna do macierzy translacji punktu P do środka układu współrzędnych.

Operacje te, zapisane w kolejności wykonywania, pozwalają wykonać obrót wokół arbitralnej osi obrotu (zdefiniowanej jako wektor kierunku \vec{v} wraz z punktem P) o zadany kąt ϕ .

$$[R_{arb}(\phi; \vec{v}; P_1)] = [T(P_1)]^{-1} [R_x(\vec{v})]^{-1} [R_y(\vec{v})]^{-1} [R_z(\phi)] [R_y(\vec{v})] [R_x(\vec{v})] [T(P_1)] \quad (5.13)$$

Gdzie:

$[R_{arb}(\phi; \vec{v}; P_1)]$ – macierz przekształcenia – arbitralnego obrotu wokół wektora \vec{v} o punkcie przyłożenia P o kąt ϕ .

Zastosowanie tej metody jest wymagane do opisu kinematyki ortezy pomiarowej, gdyż osie urządzenia nie są równoległe do osi bazowego układu współrzędnych – z uwagi na niedoskonałości są względem nich przekoszone i nie przecinają się w punkcie.

Możliwe jest obliczenie parametrów osi obróconych w wyniku ruchu ortezy. Urządzenie stanowi łańcuch kinematyczny połączonych szeregowo członów. W wyniku ruchu ortezy osie Z' i X' są obrócone wokół osi Y o kąt α_{ort} , a oś X'' dodatkowo jest obrócona wokół osi Z' o kąt β_{ort} . Ostatni człon urządzenia jest obrócony wokół osi X'' o kąt γ_{ort} .

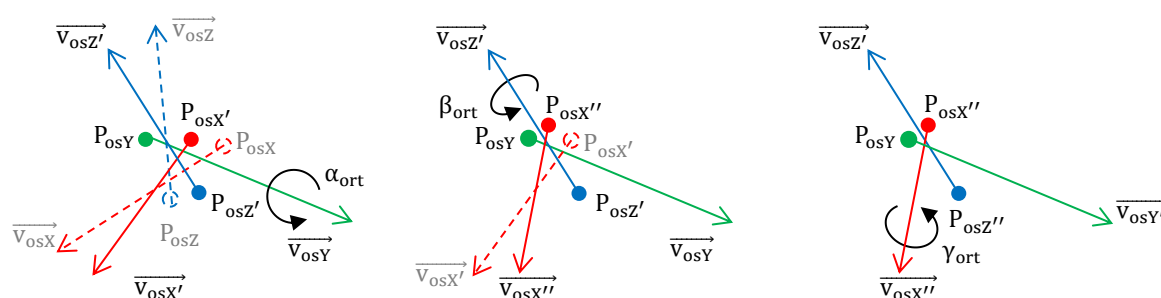
$$\begin{aligned} [Z'] &= [R_{arb}(\alpha_{ort}; \overline{v_{osY}}; P_{osY})][Z] \\ [X''] &= [R_{arb}(\beta_{ort}; \overline{v_{osZ'}}; P_{osZ'})][X'] = \\ &= [R_{arb}(\beta_{ort}; \overline{v_{osZ'}}; P_{osZ'})][R_{arb}(\alpha_{ort}; \overline{v_{osY}}; P_{osY})][X] \end{aligned} \quad (5.14)$$

Gdzie:

N', N'' – osie ortezy X, Y lub Z po pierwszym i drugim obrocie. Trzeci obrót nie zmienia orientacji osi urządzenia, jedynie ostatniego członu.

Transformatę całego urządzenia opisuje zatem:

$$[R_{ort}] = [R_{arb}(\gamma; \overline{v_{osX''}}; P_{osX''})][R_{arb}(\beta; \overline{v_{osZ'}}; P_{osZ'})][R_{arb}(\alpha; \overline{v_{osY}}; P_{osY})] \quad (5.15)$$



Rysunek 5.32 – Sekwencja obrotów ortezy pomiarowej – obrót o kąt α_{ort} wokół osi Y , obrót o kąt β_{ort} wokół osi Z' , obrót o kąt γ_{ort} wokół osi X'' .

5.8.3 Obliczanie orientacji kończyny dolnej na podstawie pomiarów ortezą

Podczas wykonywania pomiarów z wykorzystaniem ortezy, kończyna dolna wykonuje ruch złożony, który opisywany jest trzema kątami obrotów α_{kon} , β_{kon} i γ_{kon} względem osi układu odniesienia. Równocześnie orteza pomiarowa wykonuje ruch obrotowy względem swoich osi, które jednak mogą być przekoszone względem osi układu odniesienia, a ponadto mogą nie przecinać się w punkcie. Z tego powodu urządzenie zwróci zmierzone kąty α_{ort} , β_{ort} i γ_{ort} nieco inne, niż gdyby osie działania ortezy były idealne, to jest na początku pokrywały się doskonale z osiami układu odniesienia – kąty mierzone przez urządzenie są bowiem odkładane względem osi innych niż idealne.

Orteza jest połączona z ciałem człowieka na plecach oraz na odcinku udowym kończyny dolnej. Ze względu na charakterystykę ciała człowieka oraz sposób przytraczenia urządzenia, nie są to

szttywne połączenia. Po wykonaniu ruchu mogą nastąpić przesunięcia liniowe, gdyż przekoszone i przesunięte osie działania urządzenia sprawią, że odtworzenie (wodzenie) ruchu kończyny dolnej nie będzie doskonałe. Zakładane jest, że część plecowa ortezy jest przytroczona do pleców sztywno, a przemieszczenia liniowe wystąpią na części udowej urządzenia. To konserwatywne założenie, w rzeczywistości przemieszczenia rozłożą się między wszystkimi punktami łączenia z ciałem, przez co obserwowane przemieszczenia między ciałem a łącznikiem udowym będą mniejsze.

Kąty orientacji członów ortezy α_{ort} , β_{ort} i γ_{ort} są znane, są bowiem mierzone przez urządzenie, podczas gdy kąty orientacji sekcji udowej kończyny α_{kon} , β_{kon} i γ_{kon} dolnej nie są znane. Możliwe jest jednak ich oszacowanie, jeśli znane są położenie i orientacja osi urządzenia pomiarowego.

Rozważany jest punkt A_{kon} na bocznej zewnętrznej części odcinka udowego kończyny dolnej. To miejsce, w którym orteza jest przytraczana do ciała człowieka. Punkt ten znajduje się w pewnej odległości od środka obrotu kończyny dolnej – promieniu R .

$$A_{kon} = \begin{bmatrix} R \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.16)$$

Po wykonaniu obrotów biodrowych kończyny dolnej A_{kon} pozostanie na powierzchni sfery o promieniu R .

$$(x - 0)^2 + (y - 0)^2 + (z - 0)^2 = R^2 \quad (5.17)$$

Położenie punktu A_{kon} jest zależne od kątów przywodzenia/odwodzenia α_{kon} i rotacji wewnętrznej/zewnętrznej β_{kon} , jednak nie od kąta prostowania/zginania γ_{kon} , gdyż punkt A_{kon} znajduje się na osi x .

$$[A'''_{kon}(\alpha_{kon}; \beta_{kon})] = [R_{z'}(\beta_{kon})][R_y(\alpha_{kon})][A_{kon}] \quad (5.18)$$

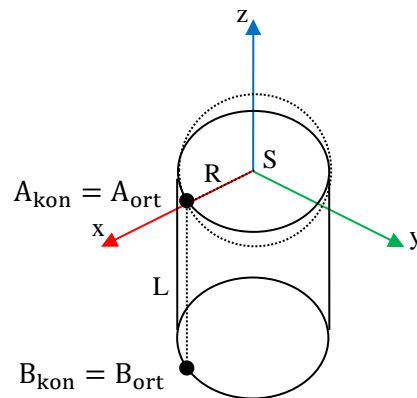
Z tego powodu rozważany jest punkt B_{kon} , znajdujący się w odległości L poniżej A_{kon} .

$$B_{kon} = \begin{bmatrix} R \\ 0 \\ -L \end{bmatrix} \quad (5.19)$$

Położenie punktu B_{kon} jest zależne od kątów α_{kon} , β_{kon} i γ_{kon} . Odcinek $\overrightarrow{A_{kon}B_{kon}}$ przylega do bocznej części sekcji udowej kończyny dolnej (pominięty jest możliwy kąt zbieżności łącznika jako nie mający wpływu na niniejsze rozważania).

$$[B_{kon}'''] = [R_{x''}(\gamma_{kon})][R_{z'}(\beta_{kon})][R_y(\alpha_{kon})][B_{kon}] \quad (5.20)$$

Równocześnie rozważane są punkty A_{ort} i B_{ort} na łączniku udowym ortezy. Przed wykonaniem ruchu punkty A_{kon} i A_{ort} pokrywają się, bo urządzenie pomiarowe styka się z ciałem człowieka. Podobnie jest w przypadku pary punktów B_{kon} i B_{ort} .



Rysunek 5.33 – Punkty A_{kon} i B_{kon} na bocznej części sekcji udowej kończyny dolnej człowieka w pozycji początkowej.

Po wykonaniu ruchu punkty nie muszą się pokrywać, gdyż punkt A_{kon} porusza się po zaznaczonej na rysunku 5.33 sferze, a punkt A_{ort} nie – zakreśla bowiem trajektorię zależną od stopnia przekoszenia osi urządzenia i ich przemieszczania względem środka obrotu kończyny dolnej.

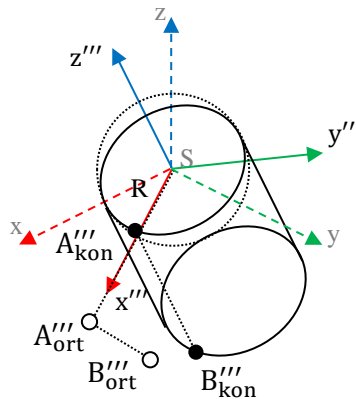
$$[A_{ort}'''] = [R_{arb}(\gamma; \overrightarrow{v_{osX''}}; P_{osX''})][R_{arb}(\beta; \overrightarrow{v_{osZ'}}; P_{osZ'})][R_{arb}(\alpha; \overrightarrow{v_{osY}}; P_{osY})][A_{ort}] \quad (5.21)$$

Wyznaczenie położenia punktu B_{ort}''' jest możliwe tak samo jak w przypadku punktu A_{ort}''' .

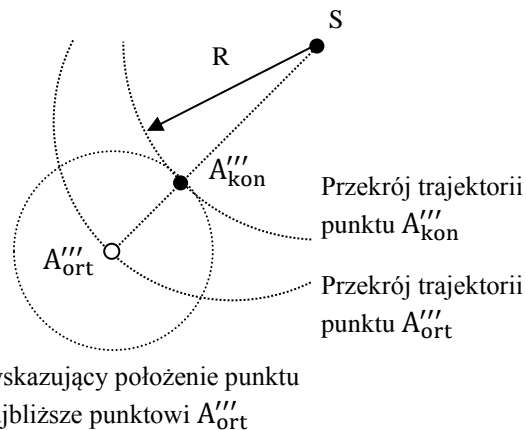
$$[B_{ort}'''] = [R_{arb}(\gamma; \overrightarrow{v_{osX''}}; P_{osX''})][R_{arb}(\beta; \overrightarrow{v_{osZ'}}; P_{osZ'})][R_{arb}(\alpha; \overrightarrow{v_{osY}}; P_{osY})][B_{ort}] \quad (5.22)$$

Rozważane jest, gdzie znajdują się punkty A_{kon}''' i B_{kon}''' należące do kończyny dolnej. Ich pozycja nie jest bezpośrednio mierzona przez ortezę. Punkt A_{ort}''' będzie w pobliżu punktu A_{kon}''' , bo orteza jest w tym miejscu przytroczona do ciała. Robione jest założenie, że punkt A_{ort}''' osiągnie punkt możliwie najbliższy punktowi A_{kon}''' . Założenie to pomija opory i fakt, że ciało człowieka w większym stopniu może „przyciągać” ortezę niż ją „pchać” z uwagi na jej sposób mocowania.

Wyznaczane jest położenie punktu A'''_{kon} , które jest najbliższe punktowi A'''_{ort} . Wiadomo, że punkt A'''_{kon} porusza się po powierzchni sfery o promieniu R . Poszukiwany jest zatem punkt na powierzchni tej sfery, który jest najbliższy punktowi A'''_{ort} . Punkt ten będzie znajdował się na półprostej, poprowadzonej od środka bazowego układu współrzędnych S przez punkt A'''_{ort} . Możliwe jest zatem jego znalezienie poprzez rozwiązanie układu równań zawierającego sferę i półprostą, który pozwala wyznaczyć punkt przecięcia.



Rysunek 5.34 – Punkty A_{kon} i B_{kon} na bocznej części sekcji udowej kończyny oraz punkty A_{ort} i B_{ort} na łączniku udowym ortozy po wykonaniu ruchu złożonego.



Rysunek 5.35 – Przekrój w płaszczyźnie $x''' - y'''$ ilustrujący położenie punktu A'''_{kon} najbliższe punktowi A'''_{ort} .

Możliwe jest jednak prostsze wyznaczenie położenia punktu A'''_{kon} – na półprostej łączącej środek bazowego układu współrzędnych S i punkt A'''_{ort} wystarczy odłożyć dystans równy promieniowi R . Punkt na końcu odcinka to A'''_{kon} , który spełnia wymagania układu równań – znajduje się bowiem na sferze i na półprostej. Wektor $\overrightarrow{SA'''_{kon}}$ to zatem wektor $\overrightarrow{SA'''_{ort}}$, który został wydłużony bądź skrócony do długości R .

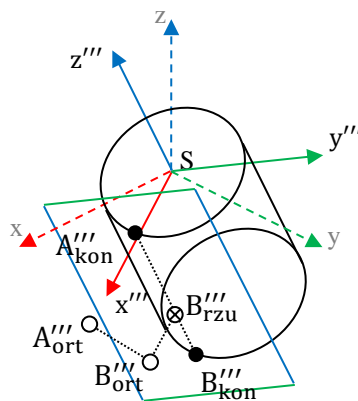
$$\overrightarrow{SA''''_{kon}} = \frac{\overrightarrow{SA''''_{ort}}}{\|\overrightarrow{SA''''_{ort}}\|} R = \frac{\begin{bmatrix} A''''_{ortx} - 0 \\ A''''_{orty} - 0 \\ A''''_{ortz} - 0 \end{bmatrix}}{\sqrt{(A''''_{ortx} - 0)^2 + (A''''_{orty} - 0)^2 + (A''''_{ortz} - 0)^2}} R \quad (5.23)$$

$$A''''_{kon} = \begin{bmatrix} SA''''_{konx} + 0 \\ SA''''_{kony} + 0 \\ SA''''_{konz} + 0 \end{bmatrix}$$

Mianownik w równaniu nie jest równy 0, gdyż trajektoria punktu A''''_{ort} nie zawiera środka układu współrzędnych.

Po wyznaczeniu położenia punktu A''''_{kon} możliwe jest określenie położenia punktu B''''_{kon} . Punkt B_{kon} porusza się w płaszczyźnie normalnej do osi x'' , która znajduje się w odległości R od środka bazowego układu współrzędnych. Punkt B''''_{kon} znajduje się zatem na płaszczyźnie zawierającej punkt A''''_{kon} , normalnej do wektora $\overrightarrow{SA''''_{kon}}$ wychodzącego ze środka bazowego układu współrzędnych S . Podobnie jak A''''_{kon} i A''''_{ort} , B''''_{kon} będzie znaleziony w najbliższej możliwej pozycji względem punktu B''''_{ort} .

Punkt na wskazanej płaszczyźnie najbliższy punktowi B''''_{ort} jest jego rzutem wzdłuż normalnej do płaszczyzny, a zatem odcinka $\overrightarrow{SA''''_{kon}}$. To jednak nie jest sam punkt B''''_{kon} – rzut punktu B''''_{ort} jest bowiem w innej odległości od punktu A''''_{kon} niż L . Punkt B''''_{kon} będzie jednak znajdował się na przedłużeniu odcinka łączącego punkt A''''_{kon} i rzut punktu B''''_{ort} nazwany B''''_{rzu} .



Rysunek 5.36 – Rzutowanie punktu B''''_{ort} na płaszczyznę normalną do osi x'' .

Wymagane jest zatem obliczenie położenia punktu na przecięciu odcinka – w ogólniejszym przypadku prostej – i płaszczyzny. Wykorzystywane jest równanie płaszczyzny o normalnej \vec{n}_p , która zawiera punkt P_p .

$$\begin{aligned} n_{px}(x - P_{px}) + n_{py}(y - P_{py}) + n_{pz}(z - P_{pz}) &= 0 \\ n_{px}x + n_{py}y + n_{pz}z + D &= 0 \text{ gdzie } D = -(n_{px}P_{px} + n_{py}P_{py} + n_{pz}P_{pz}) \end{aligned} \quad (5.24)$$

Gdzie:

$$\vec{n}_p = \begin{bmatrix} n_{px} \\ n_{py} \\ n_{pz} \end{bmatrix} - \text{wektor normalny płaszczyzny};$$

$$P_p = \begin{bmatrix} P_{px} \\ P_{py} \\ P_{pz} \end{bmatrix} - \text{punkt należący do płaszczyzny.}$$

Płaszczyzna ta jest przecinana przez prostą, zdefiniowaną jako punkt uzależniony od parametru t , na przedłużeniu wektora \vec{n}_w przyłożonego w punkcie P_w .

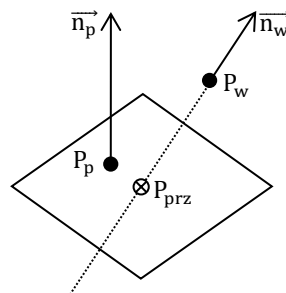
$$\begin{cases} x = P_{wx} + n_{wx}t \\ y = P_{wy} + n_{wy}t \\ z = P_{wz} + n_{wz}t \end{cases} \quad (5.25)$$

Gdzie:

$$\vec{n}_w = \begin{bmatrix} n_{wx} \\ n_{wy} \\ n_{wz} \end{bmatrix} - \text{wektor kierunkowy prostej};$$

$$P_w = \begin{bmatrix} P_{wx} \\ P_{wy} \\ P_{wz} \end{bmatrix} - \text{punkt należący do prostej};$$

t – parametr równania prostej.



Rysunek 5.37 – Przypadek ogólny przecięcia płaszczyzny o normalnej \vec{n}_p , która zawiera punkt P_p , i prostej na przedłużeniu wektora \vec{n}_w przyłożonego w punkcie P_w .

W rozważanym tu przypadku nie jest konieczne sprawdzenie, czy prosta przecina płaszczyznę, gdyż rzutowanie następuje wzdłuż wektora normalnego płaszczyzny, dzięki czemu musi

wystąpić przecięcie. Ten schemat jest wykorzystywany do znalezienia przecięcia płaszczyzny o normalnej równoległej do odcinka $\overrightarrow{SA''''_{kon}}$ i zawierającej punkt A''''_{kon} .

$$\begin{aligned} SA''''_{konx}(x - A''''_{konx}) + SA''''_{kony}(y - A''''_{kony}) + SA''''_{konz}(z - A''''_{konz}) &= 0 \\ SA''''_{konx}x + SA''''_{kony}y + SA''''_{konz}z - (SA''''_{konx}A''''_{konx} + SA''''_{kony}A''''_{kony} + SA''''_{konz}A''''_{konz}) &= 0 \end{aligned} \quad (5.26)$$

Płaszczyzna ta jest przecięta parametryczną prostą o wektorze kierunkowym równoległym do $\overrightarrow{SA''''_{kon}}$ i zawierającą punkt B''''_{ort} .

$$\begin{cases} x = B''''_{ortx} + SA''''_{konx}t \\ y = B''''_{orty} + SA''''_{kony}t \\ z = B''''_{ortz} + SA''''_{konz}t \end{cases} \quad (5.27)$$

Po podstawieniu do równań znajdująca jest wartości parametru t.

$$t = - \frac{[SA''''_{konx}B''''_{ortx} + SA''''_{kony}B''''_{orty} + SA''''_{konz}B''''_{ortz} - (SA''''_{konx}A''''_{konx} + SA''''_{kony}A''''_{kony} + SA''''_{konz}A''''_{konz})]}{SA''''_{konx}SA''''_{konx} + SA''''_{kony}SA''''_{kony} + SA''''_{konz}SA''''_{konz}} \quad (5.28)$$

Znane są wszystkie wartości wymagane do obliczenia punktu przecięcia.

$$\begin{cases} B''''_{rzux} = B''''_{ortx} - SA''''_{konx} \frac{[SA''''_{konx}B''''_{ortx} + SA''''_{kony}B''''_{orty} + SA''''_{konz}B''''_{ortz} - (SA''''_{konx}A''''_{konx} + SA''''_{kony}A''''_{kony} + SA''''_{konz}A''''_{konz})]}{SA''''_{konx}SA''''_{konx} + SA''''_{kony}SA''''_{kony} + SA''''_{konz}SA''''_{konz}} \\ B''''_{rzuy} = B''''_{orty} - SA''''_{kony} \frac{[SA''''_{konx}B''''_{ortx} + SA''''_{kony}B''''_{orty} + SA''''_{konz}B''''_{ortz} - (SA''''_{konx}A''''_{konx} + SA''''_{kony}A''''_{kony} + SA''''_{konz}A''''_{konz})]}{SA''''_{konx}SA''''_{konx} + SA''''_{kony}SA''''_{kony} + SA''''_{konz}SA''''_{konz}} \\ B''''_{rzuz} = B''''_{ortz} - SA''''_{konz} \frac{[SA''''_{konx}B''''_{ortx} + SA''''_{kony}B''''_{orty} + SA''''_{konz}B''''_{ortz} - (SA''''_{konx}A''''_{konx} + SA''''_{kony}A''''_{kony} + SA''''_{konz}A''''_{konz})]}{SA''''_{konx}SA''''_{konx} + SA''''_{kony}SA''''_{kony} + SA''''_{konz}SA''''_{konz}} \end{cases} \quad (5.29)$$

Znajomość położenia punktu B''''_{rzu} pozwala na obliczenie położenie punktu B''''_{ort} . Znane jest położenie punktu A''''_{kon} , znany jest także kierunek i odległość do punktu B''''_{kon} wynosząca L. Na podstawie tych danych wyznaczane są współrzędne punktu B''''_{kon} .

$$\overrightarrow{A''''_{kon}B''''_{kon}} = \frac{\overrightarrow{A''''_{kon}B''''_{rzu}}}{\|\overrightarrow{A''''_{kon}B''''_{rzu}}\|} L = \frac{\begin{bmatrix} B''''_{rzux} - A''''_{konx} \\ B''''_{rzuy} - A''''_{kony} \\ B''''_{rzuz} - A''''_{konz} \end{bmatrix}}{\sqrt{(B''''_{rzux} - A''''_{konx})^2 + (B''''_{rzuy} - A''''_{kony})^2 + (B''''_{rzuz} - A''''_{konz})^2}} L \quad (5.30)$$

$$B''''_{kon} = \begin{bmatrix} (A''''_{kon}B''''_{kon})_x + A''''_{konx} \\ (A''''_{kon}B''''_{kon})_y + A''''_{kony} \\ (A''''_{kon}B''''_{kon})_z + A''''_{konz} \end{bmatrix}$$

Mianownik jest równy 0, jeśli punkt A''''_{kon} pokrywa się z B''''_{rzu} . Sytuacja ta nie występuje, gdyż punkt B''''_{ort} nie leży na osi x'''' .

W wyniku tych operacji znane są położenia punktów A'''_{kon} i B'''_{kon} . Wraz ze środkiem bazowego układu współrzędnych S znane są zatem trzy niewspółliniowe punkty należące do części udowej kończyny dolnej. Na ich podstawie można wyznaczyć kąty odwodzenia α_{kon} wokół osi y, rotacji biodrowej β_{kon} wokół osi z' i zginania γ_{kon} wokół osi x'' sekcji udowej kończyny dolnej.

Wyznaczany jest jednostkowy wektor kierunkowy k''' równoległy do osi z'''. Jest to znormalizowany odcinek $\overrightarrow{B'''_{kon}A'''_{kon}}$.

$$k''' = \frac{\overrightarrow{B'''_{kon}A'''_{kon}}}{\|\overrightarrow{B'''_{kon}A'''_{kon}}\|} = \frac{\begin{bmatrix} A'''_{konx} - B'''_{konx} \\ A'''_{kony} - B'''_{kony} \\ A'''_{konz} - B'''_{konz} \end{bmatrix}}{\sqrt{(A'''_{konx} - B'''_{konx})^2 + (A'''_{kony} - B'''_{kony})^2 + (A'''_{konz} - B'''_{konz})^2}} \quad (5.31)$$

Mianownik nie jest równy 0, gdyż punkty A'''_{kon} i B'''_{kon} nie pokrywają się, są bowiem w odległości L od siebie.

Wyznaczany jest jednostkowy wektor kierunkowy i''' równoległy do osi x'''. Jest to znormalizowany odcinek łączący środek bazowego układu współrzędnych S z punktem A'''_{kon} .

$$i''' = \frac{\overrightarrow{SA'''_{kon}}}{\|\overrightarrow{SA'''_{kon}}\|} = \frac{\begin{bmatrix} A'''_{konx} - 0 \\ A'''_{kony} - 0 \\ A'''_{konz} - 0 \end{bmatrix}}{\sqrt{(A'''_{konx} - 0)^2 + (A'''_{kony} - 0)^2 + (A'''_{konz} - 0)^2}} \quad (5.32)$$

Punkt A'''_{kon} nie leży w środku układu współrzędnych, a w odległości R od niego, dlatego mianownik nie wynosi 0.

Wyznaczany jest jednostkowy wektor kierunkowy j''' równoległy do osi y'''. Jest to iloczyn wektorowy wektorów jednostkowych osi z''' i x''', gdyż wektory kierunkowe osi są ortogonalne.

$$j''' = k''' \times i''' = \begin{vmatrix} i & j & k \\ k'''_x & k'''_y & k'''_z \\ i'''_x & i'''_y & i'''_z \end{vmatrix} = (k'''_y i'''_z - k'''_z i'''_y)i - (k'''_x i'''_z - k'''_z i'''_x)j + (k'''_x i'''_y - k'''_y i'''_x)k \quad (5.33)$$

Orientacja osi x''' , y''' i z''' w bazowym układzie współrzędnych jest taka sama jak orientacja jednostkowych wektorów kierunkowych i''' , j''' i k''' i może zostać zapisana w postaci macierzy.

$$[R''_{kon}] = \begin{bmatrix} i'''_x & j'''_x & k'''_x \\ i'''_y & j'''_y & k'''_y \\ i'''_z & j'''_z & k'''_z \end{bmatrix} \quad (5.34)$$

Znana jest macierz przekształcenia orientacji sekcji udowej kończyny dolnej i orientacja przed wykonaniem ruchu złożonego, kiedy kierunki odpowiadały kierunkom osi bazowego układu współrzędnych. Dzięki temu możliwe jest wyznaczenie kątów obrotów α_{kon} , β_{kon} i γ_{kon} .

$$[R''_{kon}] = \begin{bmatrix} \cos(\alpha_{kon})\cos(\beta_{kon}) & -\cos(\alpha_{kon})\sin(\beta_{kon})\cos(\gamma_{kon}) + \sin(\alpha_{kon})\sin(\gamma_{kon}) & \cos(\alpha_{kon})\sin(\beta_{kon})\sin(\gamma_{kon}) + \sin(\alpha_{kon})\cos(\gamma_{kon}) \\ \sin(\beta_{kon}) & \cos(\beta_{kon})\cos(\gamma_{kon}) & -\cos(\beta_{kon})\sin(\gamma_{kon}) \\ -\sin(\alpha_{kon})\cos(\beta_{kon}) & \sin(\alpha_{kon})\sin(\beta_{kon})\cos(\gamma_{kon}) + \cos(\alpha_{kon})\sin(\gamma_{kon}) & -\sin(\alpha_{kon})\sin(\beta_{kon})\sin(\gamma_{kon}) + \cos(\alpha_{kon})\cos(\gamma_{kon}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.35)$$

Wynikiem przekształcenia jest macierz cosinusów kierunkowych po ruchu złożonym. Nie są wprost znane kąty α_{kon} , β_{kon} i γ_{kon} , jednak znane są równania opisujące poszczególne elementy macierzy. Kąty mogą zostać obliczane jeden po drugim [129, 132].

Kąt β_{kon} jest obliczany z członu $R''_{kon(2,1)}$. Uwzględniane są dwa możliwe rozwiązania, gdyż dwie wartości kątów w obrębie okresu funkcji mogą dać tę samą wartość sinusa.

$$\begin{aligned} R''_{kon(2,1)} &= \sin(\beta_{kon}) \\ \beta_{kon1} &= \arcsin(R''_{kon(2,1)}) \\ \beta_{kon2} &= \pi - \arcsin(R''_{kon(2,1)}) \end{aligned} \quad (5.36)$$

Rozważanie przypadku, kiedy kąt β_{kon} wynosi 90° i następuje nałożenie i zablokowanie niektórych osi obrotu nie jest konieczne, gdyż taki ruch nie jest możliwy w orcie pomiarowej (ani anatomicznie). Przypadek ten został zatem pominięty.

Kąt γ_{kon} jest obliczany ze stosunku członów $R'''_{kon(2,3)}$ i $R'''_{kon(2,2)}$. Używana jest funkcja arctg2 zamiast arctg dla uniknięcia niejednoznacznych wyników, funkcja przyjmuje bowiem informacje o ćwiartce, w jakiej znajdują się dane.

$$-\frac{R'''_{kon(2,3)}}{R'''_{kon(2,2)}} = \text{tg}(\gamma_{kon})$$

$$R'''_{kon(2,3)} = -\cos(\beta_{kon}) \sin(\gamma_{kon}) \Rightarrow \sin(\gamma_{kon}) = -\frac{R'''_{kon(2,3)}}{\cos(\beta_{kon})}$$

$$R'''_{kon(2,2)} = \cos(\beta_{kon}) \cos(\gamma_{kon}) \Rightarrow \cos(\gamma_{kon}) = \frac{R'''_{kon(2,2)}}{\cos(\beta_{kon})} \quad (5.37)$$

$$\gamma_{kon1} = \text{arctg2}\left(-\frac{R'''_{kon(2,3)}}{\cos(\beta_{kon1})}, \frac{R'''_{kon(2,2)}}{\cos(\beta_{kon1})}\right)$$

$$\gamma_{kon2} = \text{arctg2}\left(-\frac{R'''_{kon(2,3)}}{\cos(\beta_{kon2})}, \frac{R'''_{kon(2,2)}}{\cos(\beta_{kon2})}\right)$$

Mianowniki ułamków nie są równe 0, gdyż przypadek, kiedy $\cos(\beta_{kon}) = 0$ nie występuje – kąt β_{kon} nie osiąga wartości $\pm 90^\circ$.

Podobnie kąt α_{kon} jest obliczany ze stosunku członów $R'''_{kon(3,1)}$ i $R'''_{kon(1,1)}$:

$$-\frac{R'''_{kon(3,1)}}{R'''_{kon(1,1)}} = \text{tg}(\alpha_{kon})$$

$$R'''_{kon(3,1)} = -\sin(\alpha_{kon}) \cos(\beta_{kon}) \Rightarrow \sin(\alpha_{kon}) = -\frac{R'''_{kon(3,1)}}{\cos(\beta_{kon})}$$

$$R'''_{kon(1,1)} = \cos(\alpha_{kon}) \cos(\beta_{kon}) \Rightarrow \cos(\alpha_{kon}) = \frac{R'''_{kon(1,1)}}{\cos(\beta_{kon})} \quad (5.38)$$

$$\alpha_{kon1} = \text{arctg2}\left(-\frac{R'''_{kon(3,1)}}{\cos(\beta_{kon1})}, \frac{R'''_{kon(1,1)}}{\cos(\beta_{kon1})}\right)$$

$$\alpha_{kon2} = \text{arctg2}\left(-\frac{R'''_{kon(3,1)}}{\cos(\beta_{kon2})}, \frac{R'''_{kon(1,1)}}{\cos(\beta_{kon2})}\right)$$

Tak samo jak poprzednio, mianowniki ułamków nie są równe 0.

Wynikiem obliczeń są dwa zestawy kątów: α_{kon1} , β_{kon1} i γ_{kon1} oraz α_{kon2} , β_{kon2} i γ_{kon2} . Wybierany jest zestaw bliższy kątom α_{ort} , β_{ort} i γ_{ort} , a zestaw, w którym jeden z kątów odbiega o około 180 stopni jest odrzucany.

Ten analityczny sposób obliczeń pozwala wyznaczyć błędy ortezi pomiarowej. Błędy pomiarowe są zdefiniowane w dwójnasób. Błąd kątowy stanowi różnica między kątami rotacji

idealnego układu z przecinającymi się ortogonalnymi osiami a trzema kątami rotacji zwracanymi przez urządzenie, a zatem różnica między parami kątów α_{kon} , β_{kon} i γ_{kon} oraz α_{ort} , β_{ort} i γ_{ort} . Błąd liniowy jest różnicą między koordynatami punktu na kończynie dolnej a koordynatami punktu na interfejsie urządzenia przylegającym do kończyny dolnej. Jest to różnica między położeniami punktów A'''_{kon} i A'''_{ort} oraz B'''_{kon} i B'''_{ort} .

$$\begin{aligned}
 \Delta\alpha &= \alpha_{kon} - \alpha_{ort} \\
 \Delta\beta &= \beta_{kon} - \beta_{ort} \\
 \Delta\gamma &= \gamma_{kon} - \gamma_{ort} \\
 \Delta A &= \begin{bmatrix} A'''_{konx} - A'''_{ortx} \\ A'''_{kony} - A'''_{orty} \\ A'''_{konz} - A'''_{ortz} \end{bmatrix} \\
 \Delta B &= \begin{bmatrix} B'''_{konx} - B'''_{ortx} \\ B'''_{kony} - B'''_{orty} \\ B'''_{konz} - B'''_{ortz} \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{5.39}$$

Gdzie:

$\Delta\alpha$; $\Delta\beta$; $\Delta\gamma$ – błędy kątowe;

ΔA , ΔB – błędy liniowe dla punktów A i B.

Wartość odległości została uśredniona między parami punktów, tak aby można było wyrazić błąd liniowy poprzez jeden dystans.

$$\begin{aligned}
 \Delta A &= \|\overrightarrow{A_{ort}A_{kon}}\| = \sqrt{(A'''_{konx} - A'''_{ortx})^2 + (A'''_{kony} - A'''_{orty})^2 + (A'''_{konz} - A'''_{ortz})^2} \\
 \Delta B &= \|\overrightarrow{B_{ort}B_{kon}}\| = \sqrt{(B'''_{konx} - B'''_{ortx})^2 + (B'''_{kony} - B'''_{orty})^2 + (B'''_{konz} - B'''_{ortz})^2} \\
 \Delta T &= \frac{\Delta A + \Delta B}{2}
 \end{aligned} \tag{5.40}$$

Gdzie:

ΔT – błąd liniowy wyrażony jako pojedyncza uśredniona odległość.

Analityczny sposób obliczania orientacji kończyny dolnej oraz jej błędów na podstawie wartości orientacji kątowej ortezy i parametrów jej osi nie wymaga obliczeń inkrementalnych i umożliwia uzyskanie jednoznacznych wyników w pojedynczym przejściu.

5.9 Niepewność pomiarowa ortezy

Na błędy pomiarowe ortezy główny wpływ mają kontrybutory wskazane w niniejszym rozdziale. Ich wpływ na działanie urządzenia pomiarowego został rozważony, a uwzględnione czynniki wykorzystano do obliczenia błędów znajomości położenia i orientacji osi członów ruchomych konstrukcji względem środka stawu biodrowego człowieka.

5.9.1 Błędy geometryczne wynikające z tolerancji wykonawczej części.

Części ortezy pomiarowej zostały wykonane zgodnie z normami PN-EN-22768-1:1999 i -2:1999 [137, 138] w klasach dokładności f-H i m-K. Ich wymiary (w tym średnice, płaskość, prostopadłość, kątość, bicie) mogą odbiegać od nominalnych. Prowadzi to do występowania liniowych i kątowych błędów działania urządzenia. Pomimo niewielkich wartości większości odchyłek, zostały one uwzględnione w analizie niepewności pomiarowej urządzenia ze względu na ich szeregowe składanie w łańcuchu kinematycznym. Dzięki temu liczne niewielkie błędy nie zostały zaniedbane. Konkretnie wartości możliwych odchyłek dla części tworzących łańcuch kinematyczny, wpływający na położenie osi obrotów członów ortezy pomiarowej, uwzględnione są w tabeli 5.8 w dalszej części rozdziału. Jako odpowiednie odchyłki zastosowano zgodnie z normą wartości wynikające z długości wymiarów nominalnych oraz ze sposobu wymiarowania na rysunkach wykonawczych części. W przypadku wymiarów wynikowych tolerancje są większe, jednak wzięto to pod uwagę przy projektowaniu i wymiary istotne dla pozycjonowania części są tolerowane wprost.

Biorąc pod uwagę tolerancję płaskości, dokonano upraszczającego założenia, że płaskość równomiernie przechodzi od odchyłki maksymalnej do minimalnej na całej rozważanej powierzchni elementu, wprowadzając błędy kątowe w dwóch kierunkach.

$$\begin{aligned} \operatorname{tg}\phi_{Px} &= \frac{\Delta P}{C_y - Ei_{Cy}} \\ \operatorname{tg}\phi_{Py} &= \frac{\Delta P}{C_x - Ei_{Cx}} \\ \pm\Delta\phi_{Px} &= \pm\operatorname{arctg}\left(\frac{\Delta P}{C_y - Ei_{Cy}}\right) \\ \pm\Delta\phi_{Py} &= \pm\operatorname{arctg}\left(\frac{\Delta P}{C_x - Ei_{Cx}}\right) \end{aligned} \tag{5.41}$$

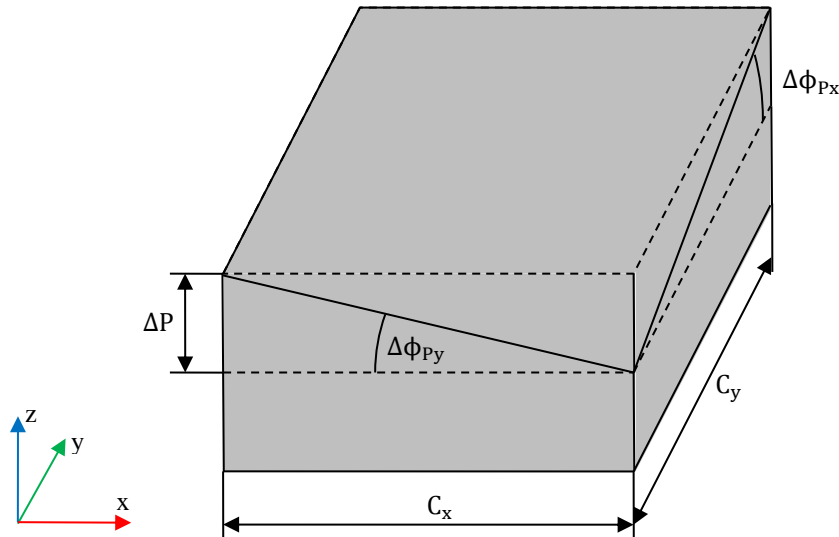
Gdzie:

ΔP – wartość całkowita tolerancji płaskości;

C_x, C_y – długości boków rozważanego elementu;

Ei_{C_x}, Ei_{C_y} – odchyłki dolne długości boków;

$\Delta\phi_{P_x}, \Delta\phi_{P_y}$ – błędy kątowe wynikające z tolerancji płaskości.



Rysunek 5.38 – Odchyłka płaskości skutkująca błędami kątowymi w dwóch osiach.

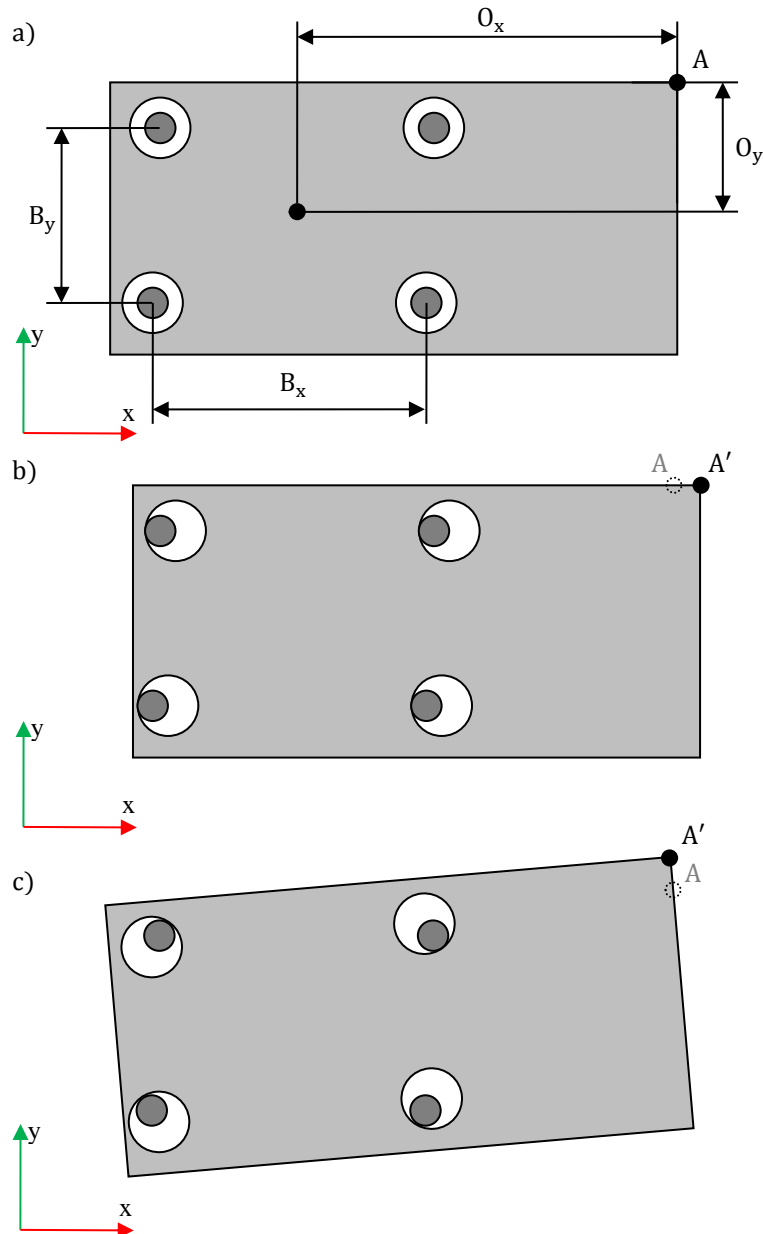
Jeśli do górnej powierzchni rozważanej części zostanie przymocowana kolejna część, nie będzie ona miała możliwości obrotu idealnie w płaszczyźnie x-y, z uwagi na błędy kątowe wprowadzone przez płaskość. Podczas obliczeń błędów montażu zaniedbano to jednak, gdyż z uwagi na mnożenie niewielkich kątów, efekt jest pomijalnie mały.

5.9.2 Błędy geometryczne wynikające z montażu części.

Błędy wynikające z montażu części prowadzą do ich położenia w przestrzeni innego niż nominalne. W ortezie pomiarowej błędy montażu wynikają między innymi z luzów występujących przed dokręceniem połączeń śrubowych. Otwory na śruby są większe niż średnica elementów złącznych, przez co przed dokręceniem pozycja łączonych części nie jest jednoznacznie ustalona. W ogólnym przypadku przy połączeniu śrubowym pary części mogą wystąpić przesunięcia liniowe w płaszczyźnie połączenia oraz obrót kątowy w płaszczyźnie połączenia bądź złożenie tych ruchów. Należy mieć na uwadze, że błędy kątowe orientacji mogą prowadzić do wystąpienia dodatkowych przemieszczeń liniowych z uwagi na występowanie ruchu na ramieniu. Zaniedbywane są błędy liniowe i kątowe wynikające z montażu w płaszczyznach innych niż płaszczyzna połączenia. Mogą one oczywiście wystąpić,

na przykład ze względu na odmienne momenty siły dokręcenia śrub, jednak są one uznawane za pomijalnie małe.

Rozważany jest punkt A znajdujący się na części mocowanej za pomocą 4 wkrętów, która w wyniku błędów montażu ma położenie inne niż nominalne. W nominalnym położeniu wkręty znajdują się pośrodku otworów przelotowych. Na rysunku 5.39 przedstawiono rdzenie śrub, łby nie są zilustrowane.



Rysunek 5.39 – Błędy liniowe i kątowe montażu części. a) Część w położeniu nominalnym, b) maksymalne przemieszczenie w poziomie i c) maksymalny obrót kątowy.

Maksymalne możliwe przesunięcie na luzach w otworach jest takie samo w poziomie jak w pionie, dlatego został zilustrowany tylko jeden przypadek. Rozważany jest możliwie najgorszy przypadek uwzględniający tolerancje wykonania.

$$\pm\Delta A_x = \pm\Delta A_y = \pm \frac{(D_{otw} + Es_{otw}) - (D_{gwi} - Ei_{gwi})}{2} \quad (5.42)$$

Gdzie:

$\pm\Delta A_x$; $\pm\Delta A_y$ – maksymalne błędy liniowe montażu w poziomie i w pionie;

D_{otw} – nominalna średnica otworu przelotowego;

Es_{otw} – odchyłka górna średnicy otworu;

D_{gwi} – nominalna zewnętrzna średnica gwintu śruby;

Ei_{gwi} – odchyłka dolna średnicy zewnętrznej gwintu.

Błąd kątowy obrotu w płaszczyźnie połączenia $\pm\Delta\phi$ zależy od większego wymiaru rozstawienia otworów. Przyjmowane jest uproszczenie zakładające symetryczny ruch w przeciwnych kierunkach na ramieniu równym większemu rozstawowi otworów.

$$\begin{aligned} \operatorname{tg}\phi &= \frac{2[D_{otw} + Es_{otw} - (D_{gwin} - Ei_{gwi})]}{B_x - Ei_{Bx}} \\ \pm\Delta\phi &= \pm\operatorname{arctg} \frac{2[D_{otw} + Es_{otw} - (D_{gwin} - Ei_{gwi})]}{B_x - Ei_{Bx}} \end{aligned} \quad (5.43)$$

Gdzie:

$\pm\Delta\phi$ – maksymalny błąd kątowy w płaszczyźnie połączenia;

B_x – większy wymiar rozstawu otworów;

Ei_{Bx} – odchyłka dolna większego wymiaru rozstawienia otworów.

Obrót prowadzi do wystąpienia składowych liniowych w pionie i poziomie. Ujęte są wartości dla rozważanego punktu A.

$$\begin{aligned} \Delta A_{\phi x} &= (O_x + Es_{Ox}) \cos(\phi) - (O_y - Ei_{Oy}) \sin(\phi) - A_x \\ \Delta A_{\phi y} &= (O_x + Es_{Ox}) \sin(\phi) + (O_y + Es_{Oy}) \cos(\phi) - A_y \end{aligned} \quad (5.44)$$

Gdzie:

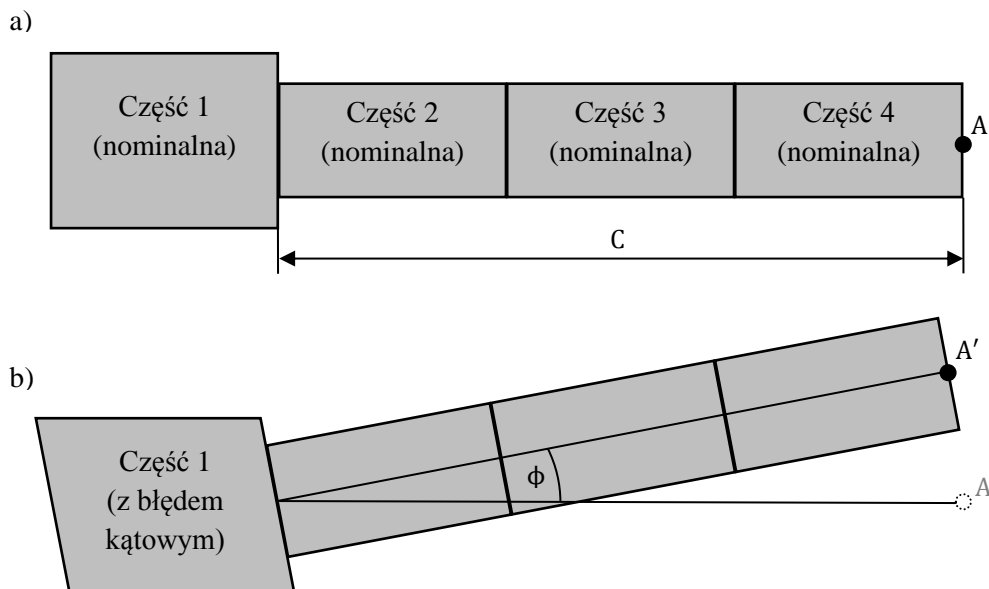
$\Delta A_{\phi x}$, $\Delta A_{\phi y}$ – maksymalne błędy liniowe w poziomie i w pionie wynikające z obrotu;

O_x ; O_y – odległości od środka obrotu do rozważanego punktu;

Es_{Ox} ; Es_{Oy} ; Ei_{Ox} ; Ei_{Oy} – odchyłki górne i dolne odpowiednich wymiarów.

Używane we wzorze odchyłki dobrane są tak, by uzyskać najmniej korzystny przypadek, czyli największe przesunięcie od nominalnego położenia.

Dodatkowo, przy obliczaniu przemieszczeń liniowych wynikających z błędu kąowego działającego na ramieniu, należy uwzględnić długość całego łańcucha. Zilustrowano przypadek, w którym pierwsza część w łańcuchu wprowadza błąd kąowy. Kolejne rozważane części są nominalne, ale z uwagi na to, że zwiększają one długość ramienia, ostatni element ma znaczące przesunięcie liniowe. Zjawisko to występuje z powodu zarówno błędów montażu, jak i wykonania części, jednak uwidacznia się przy łączeniu części, dlatego zostało uwzględnione w niniejszym podrozdziale.



Rysunek 5.40 – Wpływ błędu kąowego części na składowe liniowe położenie rozważanego punktu.

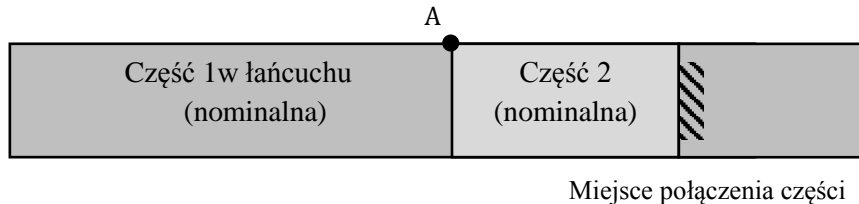
a) Części w ustawieniu nominalnym oraz b) z pierwszą częścią w łańcuchu wprowadzającą błąd kąowy i przesuwającą rozważany punkt na znacznym ramieniu nominalnych części.

Biorąc pod uwagę powyższe, obliczając błąd liniowy wynikający z błędów kąowych dla każdej części, uwzględniano wszystkie poprzedzające części wprowadzające błędy kąowe wraz z odpowiednimi długościami ramion.

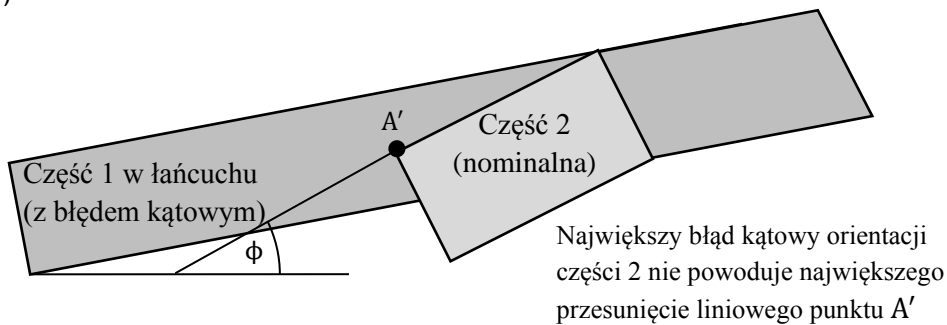
Podczas obliczania przemieszczeń liniowych wynikających z błędu kąowego działającego na ramieniu brano także pod uwagę wzajemne położenie części, bowiem niekiedy maksymalny kąt odchyłki od nominalnego nie skutkuje maksymalną składową liniową. Zjawisko to ma miejsce, kiedy łańcuch części „cofa się”, a kolejna część jest bliżej punktu początkowego łańcucha. Sytuacja taka ma miejsce w ortezie. Na rysunku 5.41 część numer dwa znajduje się

w dwóch ekstremalnych orientacjach kątowych. W obu przypadkach jej kąt względem poprzedzającej ją części numer jeden jest taki sam co do modułu. Jednak największe przesunięcie liniowe rozważanego punktu występuje, gdy część nie jest obarczona największą odchyłką kątową względem swojego położenia nominalnego.

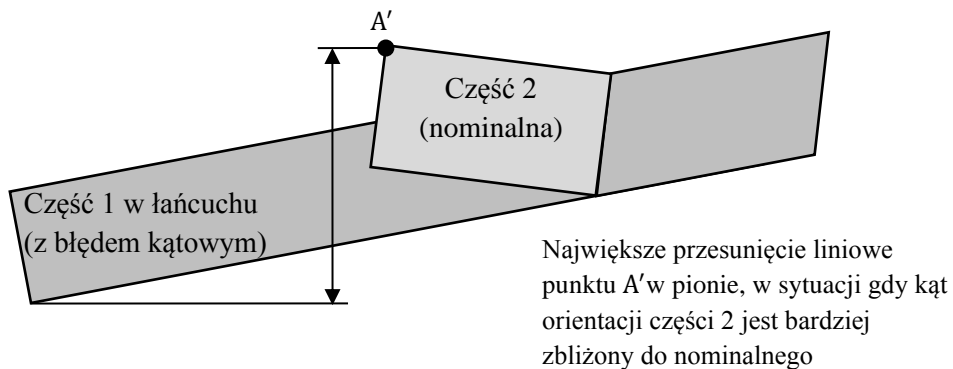
a)



b)



c)

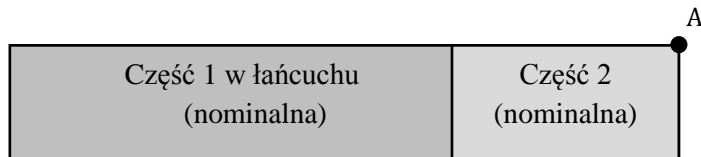


Rysunek 5.41 – Wpływ błędu kątowego części na składowe liniowe położenie rozważanego punktu A. a) Części w położeniu nominalnym; b) największy obrót kątowy części 2 i c) największe przesunięcie liniowe punktu A.

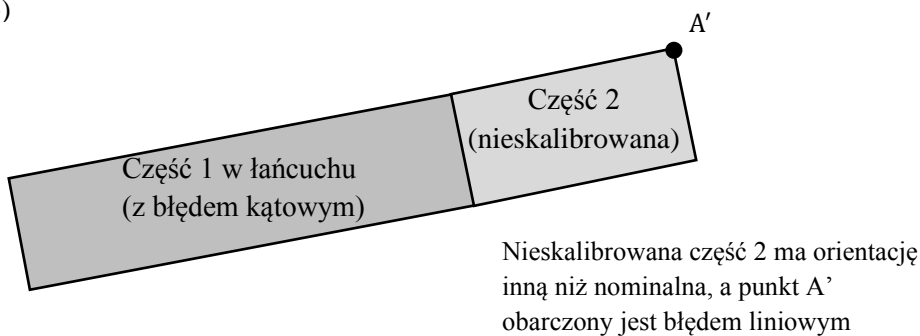
W ortezie występują człony, których orientacja jest kalibrowana na podstawie pomiarów elektronicznym goniometrem. Pomimo wykonywania kalibracji, nie można pominąć błędu kątowego członów poprzedzających, gdyż mają one wpływ na błędy liniowe położenia kalibrowanego członu. Na rysunku 5.42 przedstawiono część numer jeden, która jest obarczona błędem kątowym oraz kalibrowaną część numer dwa. Poprawa orientacji drugiej części nie eliminuje jednak składowych liniowych błędów kątowego wynikającego z orientacji części 1.

Oznacza to, że w rozważaniach związanych z ortezą nie można zaniedbać orientacji części poprzedzających kalibrowany człon, jeśli wprowadzają one ramiona.

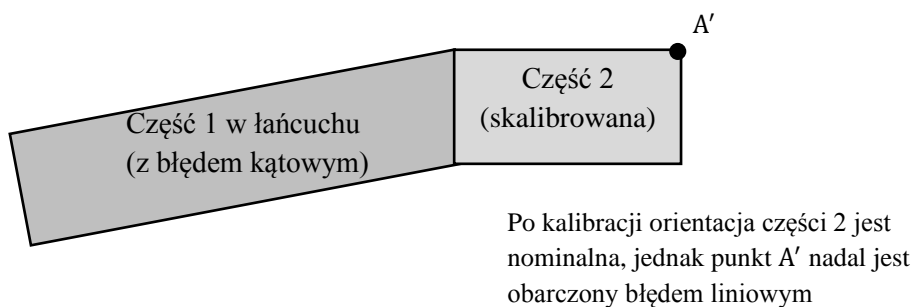
a)



b)



c)



Rysunek 5.42 – Kalibracja kątowa nie eliminuje składowych liniowych błędów wynikających z poprzednich części w łańcuchu. a) Nominalne położenie części; b) część 1 z błędem kątowym i część 2 przed kalibracją i c) orientacja części 2 poprawiona wskutek kalibracji.

W ortezie nie są stosowane kołki ustalające, jednak liczne elementy są dosuwane do jednej lub dwóch krawędzi współpracującej części dla lepszego pozycjonowania i redukcji błędów montażu. Dzięki temu błędy kątowe i liniowe zostały zredukowane do wartości mniejszych, niż najgorsze przypadki wynikające z rozstawienia wkrętów i wielkości otworów. Podczas montażu wykorzystywano dodatkową powierzchnię oporową do przesuwania części oraz elektroniczną suwmiarkę z działką 0,01 mm i osiągnięto dokładność nie gorszą niż 0,5 mm przy zgrywaniu krawędzi. W przypadku części dosuwanych do dwóch prostopadłych krawędzi założono, że błąd kątowy pozycjonowania $\pm\Delta\phi$ jest zależny od dłuższej krawędzi. Podczas gdy przemieszczenia liniowe krawędzi zostały zmierzone, wartości kątowe zostały obliczone.

$$\begin{aligned} \operatorname{tg}\phi &= \frac{\Delta D}{K - E_{i_K}} \\ \pm\Delta\phi &= \pm\operatorname{arctg}\left(\frac{\Delta D}{K - E_{i_K}}\right) \end{aligned} \quad (5.45)$$

Gdzie:

ΔD – błąd liniowy zgrywania krawędzi;

K – długość dłuższej współpracującej krawędzi;

E_{i_K} – odchyłka dolna wymiaru dłuższej współpracującej krawędzi.

5.9.3 Błędy geometryczne spowodowane podatnością części

Orteza pomiarowa nie jest nieskończenie sztywna, elementy konstrukcji odkształcają się pod wpływem oddziałujących na urządzenie sił. Większość części ortozy wykonana jest z giętych blaszek. Grubość blachy została dobrana tak, by urządzenie było możliwie lekkie, a zarazem wystarczająco sztywne. Wybrane części zostały dodatkowo zagięte dla zwiększenia sztywności. W łańcuchu pomiarowym miejscem najbardziej narażonym na odkształcenie jest połączenie części o nazwach płytki zginania do karetki i płytki zginania liniowa. W najbardziej niekorzystnym położeniu po wyjustowaniu, części mogą być rozsunięte i powstaje wtedy ramię tworzone przez pojedynczą blaszkę. Obliczona została strzałka ugięcia utworzonej sprężyny płytkowej [114].

$$f = \frac{\vec{P} \cdot l^3}{3EJ} \text{ przy czym } J = \frac{bg^3}{12} \quad (5.46)$$

Gdzie:

f – strzałka ugięcia sprężyny płytkowej;

\vec{P} – siła oddziałująca na koniec sprężyny (50 N);

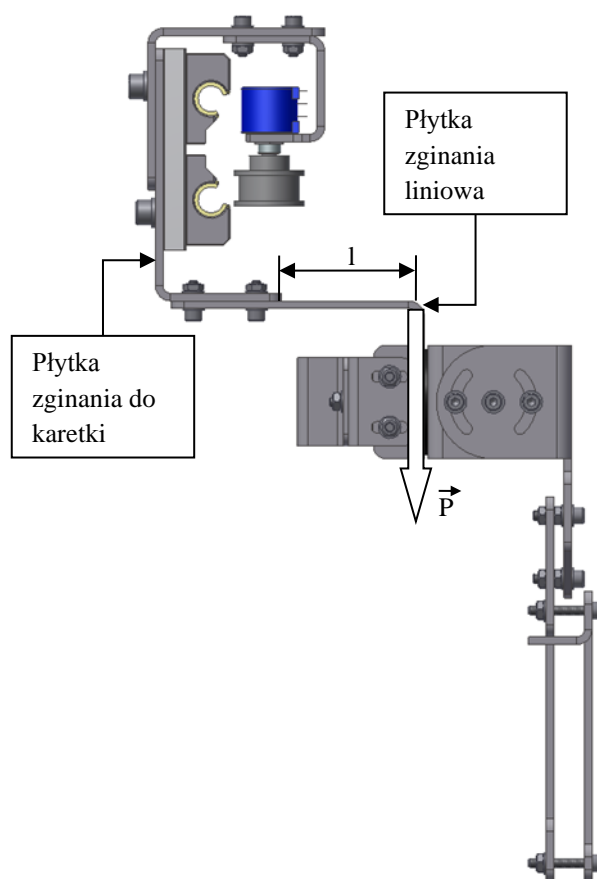
E – moduł Younga materiału sprężyny (69 GPa);

J – geometryczny moment bezwładności przekroju poprzecznego względem osi sprężyny;

l – długość ramienia sprężyny (50 mm);

b – szerokość sprężyny (70 mm);

g – grubość sprężyny (3 mm).



Rysunek 5.43 – Umieszczenie najbardziej podatnej na odkształcenia części ortozy oraz rozważany układ obciążenia jak dla sprężyny płytkowej. Zaznaczona siła P oddziałująca na koniec sprężyny o ramieniu długości l .

Dla rozważanej płytki strzałka ugięcia wynosi 0,08 mm. Wartość ugięcia w najbardziej narażonym miejscu jest bardzo mała. Rozważana sprężyna płytkowa nie jest oczywiście unieruchomiona na końcu, występujące wcześniej w ciągu kinematycznym przewężenie również ma grubość 3 mm, ale stanowi znacznie krótsze ramię. Błędy związane z podatnością części ortozy uznano zatem za pomijalnie małe, zwłaszcza, że urządzenie współpracuje z ciałem człowieka, które jest znacznie mniej sztywne.

5.9.4 Błędy toru pomiarowego oraz kalibracji

Potencjometry obrotowe nie przetwarzają kąta obrotu na sygnał napięciowy w idealnie liniowy sposób. Karty katalogowe przetworników wskazują, jakim błędem nieliniowości są one obciążone. Potencjometry Bourns 51AAD-B24-A15L mierzące orientację członów przywodzenia/odwodzenia i prostowania/zginania mają błąd względny nieliniowości $\pm 5\%$ przy kącie obrotu $290 \pm 5^\circ$. Potencjometr Bourns 3590S-6-103L wykorzystywany do pomiaru orientacji osi rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej ma błąd względny nieliniowości $\pm 0,25\%$ przy kącie obrotu $3600 \pm 10^\circ$. Błędy bezwzględne obliczone dla najmniej korzystnych przypadków to zatem $\pm 14,8^\circ$ dla potencjometrów przywodzenia/odwodzenia i

prostowania/zginania oraz $\pm 9,0^\circ$ dla potencjometrów rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej. Wartości te są duże, biorąc pod uwagę pomiarowe zastosowanie potencjometrów w ortezie. Sygnały zwracane przez potencjometry nie są jednak wykorzystywane bezpośrednio, gdyż orteza jest kalibrowana. Podczas kalibracji ruchome człony urządzenia umieszczono na przeciwległych zakresach ruchu: na ich mechanicznych ogranicznikach w przypadku członów przywodzenia/odwodzenia i dogodnych do osiągnięcia kątach $+90/0^\circ$ dla członów prostowania/zginania. Pozwala to powiązać wartości sygnału z potencjometrów z orientacją kątową członów ortezy pomiarowej. Błędy kalibracji wynikają z niepewności ustalenia rzeczywistych kątów rotacji członów urządzenia na krańcach zakresu ruchu. Zależą one od dokładności urządzenia wykorzystywanego do wzorcowania ortezy pomiarowej. Do tego celu wykorzystany był elektroniczny goniometr o rozdzielczości odczytu $0,1^\circ$, którym dokonywano pomiaru na przeciwnych (lub bliskich przeciwnym w przypadku członów prostowania/zginania) krańcach zakresu. Przyjęto błąd kalibracyjny $\pm 0,2^\circ$ uwzględniając niepewność pomiaru odniesienia.



Rysunek 5.44 – Kalibrowanie ortezy pomiarowej.

Po wykonaniu kalibracji ortezy pomiarowej, charakterystyka potencjometrów została zmierzona co 10° w wykorzystywanym w urządzeniu zakresie. Dla zredukowania składowej przypadkowej, uśredniono kilkadziesiąt pomiarów w tym samym położeniu. Pomiar przeprowadzono w obu kierunkach obrotu w celu sprawdzenia, czy występuje histereza. Nie zaobserwowano histerezy nawet w członach rotacji wykorzystujących dodatkową przekładnię. Błędy potencjometrów w wykorzystywanym zakresie są znacznie mniejsze niż dopuszczalne

w ich specyfikacji, co jest korzystne dla działania ortozy pomiarowej. Błędy nieliniowości są największe w pobliżu środka wykorzystywanego zakresu i dla potencjometrów jednoobrotowych są większe niż w przypadku potencjometrów wieloobrotowych. Takie wyniki są skutkiem kalibracji odczytów i wykorzystywania w ortezie środkowej części zakresu obrotu potencjometrów, a nie maksymalnego możliwego kąta. Do dalszych rozważań wzięto pod uwagę najgorsze wyniki z pary potencjometrów wykorzystywanych do pomiaru odpowiedniego kąta dla lewej i prawej kończyny dolnej.

Sprawdzono również błędy przypadkowe pomiaru kąta, osiągając tę samą zadaną orientację kątową i odczytując wartość zwracaną przez potencjometr. W przypadku każdego potencjometru sprawdzenia dokonano na przeciwnych krańcach wykorzystywanych zakresów pomiarowych. Rozrzut wyników był niewielki, maksymalne różnice wynosiły \pm jedną działkę przetwornika analogowo-cyfrowego dla wszystkich sześciu przetworników pomiarowych. Mikrokontroler Arduino ma 10-bitowe przetworniki analogowo-cyfrowe, zatem sygnał odczytywany z potencjometru przypisywany jest do jednego z $2^{10} = 1024$ poziomów. Poziomy przeliczono na wartości katowe biorąc pod uwagę skalibrowane zakresy potencjometrów i uwzględniono jako błąd przypadkowy pomiarów.

Błędy przetworników pomiarowych ortozy pomiarowej uznano za akceptowalne. Dzięki kalibrowaniu urządzenia błędy nieliniowości są małe. Niewielkie błędy przypadkowe wskazują na dobrą powtarzalność toru pomiarowego. Opis ten nie wyczerpuje wszystkich błędów związanych z przetwornikami pomiarowymi. Źródłem błędów mogą być zmiany temperatury podczas funkcjonowania urządzenia, wpływające na parametry części elektrycznych i elektronicznych albo zmiany właściwości stykowych przetworników związane z ich zużyciem. Nie zaobserwowano jednak skutków tych błędów, są one prawdopodobnie niewielkie w porównaniu z rozważonymi kontrybutorami i ich pominięcie jest uzasadnione.

Rozważając błędy związane z torem pomiarowym potencjometrów, pod uwagę wzięto również błędy czasomierza, gdyż odczyty kątów są zwracane wraz ze stemplem czasowym. Zegar mikrokontrolera Arduino ma typową dokładność około 0,8% [82]. Błąd niemal 30 sekund po godzinie odmierzenia czasu jest bardzo duży dla czasomierza. Przeprowadzono pomiar porównujący czas zwracany przez układ Arduino z czasem synchronizowanym z zegarem atomowym. Różnica dla egzemplarza mikrokontrolera wykorzystywanego w ortezie pomiarowej nie przekroczyła 8 sekund podczas żadnej z trzech godzinnych prób. Biorąc pod

uwagę czas trwania pomiaru ortezą i mało dokładne bezwzględne szacowanie czasu przez człowieka (a zatem i rozbieżność czasu trwania i percepcji czynności) błąd czasomierza został uznany za pomijalny w tym zastosowaniu.

Tabela 5.6 – Błędy wynikające z działania przetworników pomiarowych

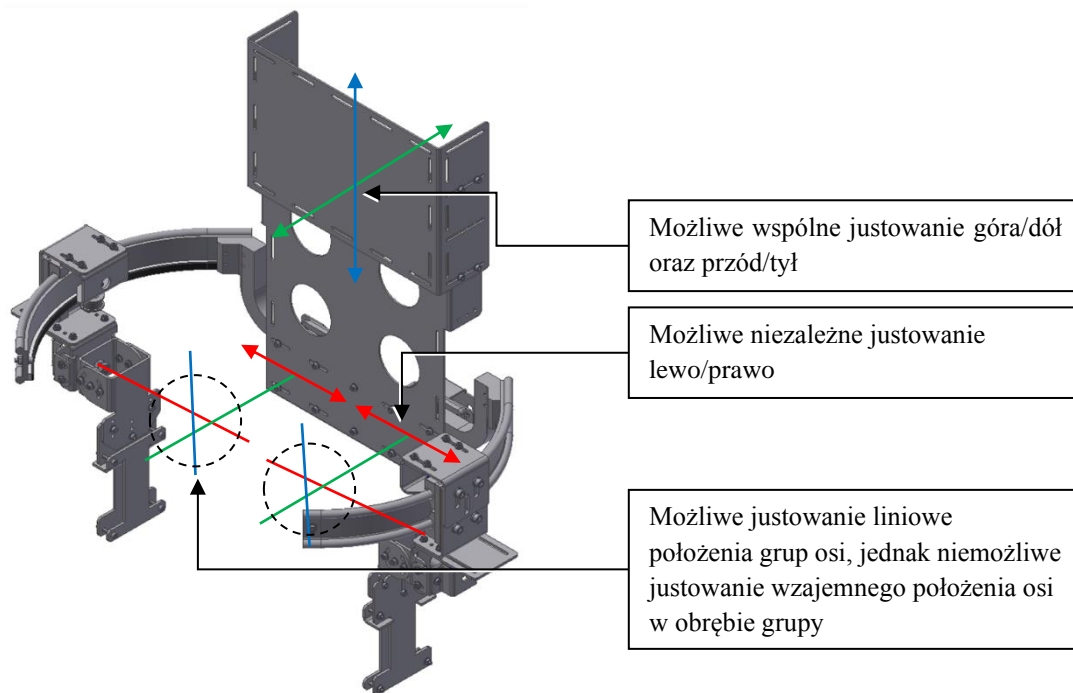
Nr	Nazwa składowej	± Błąd kątowy [°]		
		Φ_X	Φ_Y	Φ_Z
1	Błędy kalibracji	0,2	0,2	0,2
2	Błędy nieliniowości	0,15	0,13	0,10
3	Błędy powtarzalności	0,26	0,25	0,22

5.9.5 Błędy związane z rozszerzalnością cieplną

Orteza pomiarowa wykonana jest głównie z aluminium, materiału konstrukcyjnego cechującego się dosyć dużym współczynnikiem rozszerzalności cieplnej równym $23,1 \cdot 10^{-6} K^{-1}$ dla temperatury $20^\circ C$. Przy założeniu zmiany temperatury o $10^\circ C$, zmiana długości części o nominalnej długości 500 mm, najdłuższej w urządzeniu, wynosi 0,1 mm. Z powodu niewielkiej wartości dalsze obliczenia temperaturowe zaniebano, uznając wprowadzane błędy za pomijalnie małe w warunkach normalnej eksploatacji urządzenia.

5.9.6 Błędy wyjustowania i przytroczenia ortezy do człowieka

Błędy położenia osi obrotu członów ortezy pomiarowej względem stawów biodrowych badanej osoby mogą w ograniczonym stopniu być poprawiane dzięki możliwościom justowania urządzenia. Justowanie pozwala na liniowe ruchy wszystkich trzech osi związanych z jedną kończyną dolną równocześnie. Oznacza to, że w wyniku justowania nie jest możliwa zmiana wzajemnego położenia osi związanych z jedną kończyną dolną. Justowanie członów nie może zatem doprowadzić do przecięcia się osi w punkcie, lecz z drugiej strony dzięki temu justowanie ortezy do użytkownika nie doprowadza do oddalenia się osi względem siebie. Justowanie nie jest w pełni niezależne dla osi związanych z lewą i prawą kończyną dolną. Justowanie góra-dół oraz przód-tył wykonywane jest poprzez dobór wzajemnego położenia płyty plecowej oraz płyty tylnej i wpływa na położenie obu grup osi równocześnie. Justowanie lewo-prawo poprzez przesuwanie węzłów odwodzenia jest niezależne.



Rysunek 5.45 – Możliwości zależnego i niezależnego justowanie położenia grup osi.

Z powodu wspólnego justowania w 2 z 3 kierunków, podczas analizy niepewności nie można poprzestać na rozważaniu tylko połowy urządzenia związanej z jedną kończyną dolną. Takie działanie doprowadziłoby do błędnego wniosku, że dzięki ruchom justerskim można zgrać liniowe położenie grupy wszystkich trzech osi ze stawem biodrowym człowieka. Wymagane jest zatem uwzględnienie błędów położenia odpowiadających sobie osi w obu sekcjach ortozy pomiarowej.

Podczas justowania ortozy pomiarowej do użytkownika dąży się do zgrania osi obrotów członów urządzenia ze środkiem obrotu kości udowej w stawie biodrowym. Nie jest możliwe ocenienie ustawienia wprost, dlatego wymagane jest ustawienie zgrubne i opieranie się na informacji zwrotnej od użytkownika w celu jego poprawienia – źle zjustowane położenie osi prowadzi do uczucia „ciągnięcia” przez urządzenie w czasie ruchu z powodu przesunięć liniowych wprowadzanych w miarę obrotu oraz wzrostu oporów. Ustalenie poprawnej pozycji justowanych członów jest utrudnione z powodu braku wizualnego odniesienia – nie da się zobaczyć ani stawu człowieka, ani osi działania urządzenia, dlatego ich wystarczające zgranie wymaga metody iteracyjnej. Justowane człony są ustawiane w przybliżonym położeniu, a następnie użytkownik wykonuje ruchy w dostępnym zakresie. Na podstawie odczuć użytkownika pozycje justowanych członów są korygowane.

Wykonano próby, w których niewyjustowany człon był pierwotnie ustawiany na jednym krańcu zakresu i stopniowo przesuwany na przeciwny kraniec. Pozwoliło to porównać najgorsze ustawienie z najlepszym, a także oszacować zakres, w jakim użytkownik uważa ustawienie justowanego członu za wystarczająco dobre. Zakres ten, w porównaniu z całym zakresem justowania, jest dosyć duży i wynosi około 10 mm. Im bliżej środka zakresu, tym użytkownikowi urządzenia trudniej jest wskazać różnicę i to, czy zmiana ustawienia poprawia czy pogarsza komfort. Z jednej strony jest to niekorzystne, bowiem przesunięcie osi względem stawu wprowadza niepożądane składowe liniowe ruchów obrotowych, a wykrycie położenia bliskiego nominalnemu jest trudne i niejednoznaczne. Z drugiej strony oznacza to, że człony nie muszą być ustawione bardzo precyzyjnie, by z ortezy pomiarowej dawało się wygodnie korzystać.

Rozważono również kątowe błędy zamocowania ortezy do ciała badanej osoby. Orteza ma przetworniki mierzące kąty, jednak ten pomiar nie jest w pełni wrażliwy na zamocowanie ortezy – urządzenie może być bowiem przytroczone nieprawidłowo zarówno do części plecowej, jak i kończyn dolnych badanej osoby. Ze względu na duże powierzchnie części stykających się z ciałem, błędy kątowe mocowania ortezy na plecach są niewielkie. Zamocowanie tej części wprowadza błędy kątowe orientacji osi ortezy. Zamocowanie łączników ortezy do części udowej kończyny dolnej wprowadza błędy kątowe pomiaru obrotu wokół osi ortezy. Na tego rodzaju błędy wpływ mają także niesymetryczność ciała i wady postawy badanej osoby, których odseparowanie jest utrudnione. Błędy można zweryfikować, odczytując pomiary kątów, kiedy badana osoba stoi w pozycji wyprostowanej i spodziewane odczyty są bliskie zeru.

Urządzenie poprawnie wyjustowane do badanej osoby po zdjęciu i ponownym założeniu może być przytroczone inaczej niż poprzednio, co wprowadza dodatkowy błąd. Położenie liniowe nie jest weryfikowane inaczej niż poprzez odczucia osoby badanej, tak samo jak przy justowaniu. Jeśli błąd przypadkowy związany z zakładaniem i zdejmowaniem ortezy nie powoduje przesunięcia osi urządzenia od stawu poza próg wyczuwalności, wynoszący około 10 mm, to użytkownik nie odczuwa znaczących różnic. Do rachunku błędu dodano błędy powtarzalności ponad błędy wyjustowania dla każdej z osi, gdyż badana osoba nie wykonuje pełnego ruchu w każdej osi po każdym założeniu urządzenia, co może prowadzić do niezauważenia gorszego ustawienia. Brak jednoznacznej metody weryfikacji wyjustowania i

przytroczenia urządzenia do ciała spowodował, że uznano za bezpieczniejsze działanie możliwe przeszacowanie niepewności ponad jej niedoszacowanie.

Tabela 5.7 – Błędy liniowe i kątowe wynikające z wyjustowania i przytroczenia ortozy.

Nr	Nazwa składowej	± Błąd liniowy [mm]			± Błąd kątowy [°]		
		x	y	z	ϕ_x	ϕ_y	ϕ_z
1	Wyjustowanie osi ortozy	5	5	5	–	–	–
2	Przytroczenie ortozy do ciała ponad błąd wyjustowania	5	5	5	1	1	1
3	Połączenie z kończyną dolną	–	–	–	1	1	1

5.9.7 Tolerancje urządzenia przy orientacji neutralnej członów

Uwzględniając powyższe rozważania i obliczenia, dokonano analizy łańcucha tolerancji ortozy pomiarowej w celu obliczenia liniowych i kątowych błędów znajomości położenia i orientacji osi obrotów członów konstrukcji. Rozważania przeprowadzono dla ortozy pomiarowej w położeniu początkowym odpowiadającym sytuacji, w której jej użytkownik przyjął pozycję swobodną wyprostowaną. Rozważany jest mało prawdopodobny, acz nie niemożliwy przypadek, w którym wszystkie odchyłki w danej osi występują w tym samym kierunku, zawsze zwiększając błąd. Każda część w łańcuchu wprowadza błędy liniowe i kątowe wynikające z tolerancji wykonania i montażu. Dalsze części w łańcuchu są pozycjonowane przez części poprzedzające, dlatego propaguje się na nie błąd położenia i orientacji ich poprzedników. Uwzględniony jest również kumulatywny błąd liniowy wynikający z ruchu na ramieniu w następstwie występowania błędów kątowych. Błędy są rozważane dla najgorszego możliwego przypadku, to jest ciągu tolerancji z każdą odchyłką maksymalną. Brane są pod uwagę możliwości justowania oraz kalibracji niektórych członów oraz to, czy justowanie jest niezależne od innych członów. W przypadku justowanych części rozważane jest ich niekorzystne ustawienie, kiedy tworzą się największe ramiona. Pierwszy człon łańcucha nie jest obciążony błędami położenia i orientacji całej ortozy pomiarowej wynikającymi z jej zamocowania do człowieka, gdyż te błędy wpływają tak samo na całe urządzenie, powodując takie same przemieszczenia i obroty wszystkich części ortozy. To umożliwia ich wprowadzenie na końcu rozważań, dzięki czemu można dogodniej ocenić kontrybutory błędów.

W tabelach 5.8 – 5.11 zawierających błędy liniowe i kątowe ortozy pomiarowej kolorami zaznaczono, gdzie w łańcuchu znajdują się osie kolejno przywodzenia/odwodzenia, rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej i prostowania/zginania. Wartości oznaczone dywizem nie mają wpływu na dokładność położenia lub orientacji osi urządzenia. Jest tak z uwagi na to, że

możliwe jest justowanie opisane wcześniej bądź części te nie wpływają na położenie osi, gdyż znajdują się za nimi w łańcuchu kinematycznym. Wybrane wartości błędów podano w nawiasach do referencji.

Tabela 5.8 – Błędy liniowe i kątowe wykonania części.

Nr	Nazwa części	± Błąd liniowy [mm]			± Błąd kątowy [°]		
		x	y	z	Φ_x	Φ_y	Φ_z
1	Płyta tylna ¹	– (0,15)	0,3	0,15	0,04	– (0,29)	0,06
2	Płytko odwodzenia	– (0,25)	0,05	0,1	0,08	– (0,29)	0,06
3	Tuleja ślizgowa odwodzenia ²	– (0)	0,05	0	0	– (0)	0
4	Walek odwodzenia ³	– (0,1)	0,1	0,2	0,05	– (0)	0,05
5	Kątownik tylny lewy/prawy	0,25	0,25	0,15	0,14	0,14	0,54
6	Zakrzywiona prowadnica (do karetki/do osi obrotu Z) ⁴	0,3/0,85	0,5/0,85	0,3/0,3	0,03/0,03	0,17/0,17	0,56/0,56
7	Karetko prowadnicy ^{3,5}	0,2	0,3	0,3	0,16	0,14	0,16
8	Płytko zginania do karetki	0,15	0,15	0,15	0,08	0,56	0,08
9	Płytko zginania liniowa	0,15	0,15	0,25	0,08	0,59	0,08
10	Tuleja ślizgowa zginania ²	0,05	0	0	0	0	0
11	Walek zginania ³	0,1	0,1	0,1	– (0)	0,06	0,06
12	Od płytki kątowej zginania do stabilizatora	– (brak wpływu na położenie osi urządzenia)					

Tabela 5.9 – Błędy liniowe i kątowe montażu części.

Nr	Nazwa części	± Błąd liniowy [mm]			± Błąd kątowy [°]		
		x	y	z	Φ_x	Φ_y	Φ_z
1	Płyta tylna	– (0)	0	0	0	0	0
2	Płytko odwodzenia	– (0,5)	0	0,1	0	– (0,60)	0
3	Tuleja ślizgowa odwodzenia	– (0)	0	0	0	– (0)	0
4	Walek odwodzenia	– (0,15)	0	0,15	0	– (0,58)	0
5	Kątownik tylny lewy/prawy	0,25	0	0	0	0	0
6	Zakrzywiona prowadnica (do karetki/do osi obrotu Z)	0,18/0,18	0,18/0,18	0,25/0,25	1,01/1,01	1,01/1,01	0/0
7	Karetko prowadnicy	0,1	0,1	0,1	0,1	0,5	– (0,52)
8	Płytko zginania do karetki	0	0,25	0,25	0,4	0	0
9	Płytko zginania liniowa	– (0,5)	0,25	0	0	0	0,57
10	Tuleja ślizgowa zginania	0	0	0	0	0	0
11	Walek zginania	0	0,102	0,102	– (0,61)	0	0
12	Od płytki kątowej zginania do stabilizatora	– (brak wpływu na położenie osi urządzenia)					

Tabela 5.10 – Błędy liniowe (kumulatywne) wynikające z błędów kątowych wykonania i montażu części działających na ramionach.

Nr	Nazwa części	± Błąd liniowy [mm]		
		x	y	z
1	Płyta tylna	0	0	0
2	Płytko odwodzenia	0,01	0	0,01
3	Tuleja ślizgowa odwodzenia	0,02	0	0,02
4	Walek odwodzenia	0,07	0,05	0,07
5	Kątownik tylny lewy/prawy	0,31	1,99	0,36
6	Zakrzywiona prowadnica (do karetki/do osi obrotu Z)	2,93/2,93	3,95/1,68	5,31/5,44
7	Karetko prowadnicy	2,93	4,42	5,96
8	Płytko zginania do karetki	1,45	2,66	5,36
9	Płytko zginania liniowa	0,88	0,99	4,25
10	Tuleja ślizgowa zginania	0,88	1,00	4,26
11	Walek zginania	0,88	0,94	4,18
12	Od płytki kątowej zginania do stabilizatora	– (brak wpływu na położenie osi urządzenia)		

Tabela 5.11 – Błędy liniowe i kątowe znajomości pozycji i orientacji części.

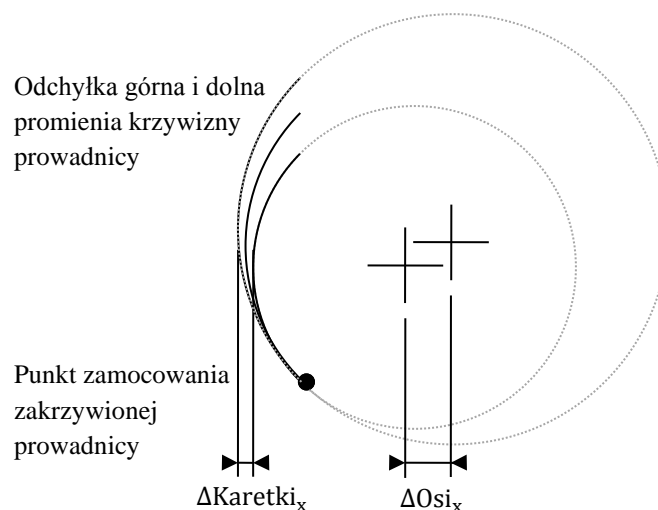
Nr	Nazwa części	± Błąd liniowy [mm]			± Błąd kątowy [°]		
		x	y	z	ϕ_x	ϕ_y	ϕ_z
1	Płyta tylna	0	0,30	0,15	0,04	0	0,06
2	Płytko odwodzenia	0,01	0,35	0,36	0,12	0	0,12
3	Tuleja ślizgowa odwodzenia	0,02	0,40	0,37	0,12	0	0,12
4	Walek odwodzenia	0,07	0,55	0,77	0,17	0	0,17
5	Kątownik tylny lewy/prawy	0,81	2,74	1,21	0,31	0,14	0,71
6	Zakrzywiona prowadnica (do karetki/do osi obrotu Z)	3,91/4,46	5,38/3,46	6,71/6,84	1,36/1,36	1,33/1,33	1,27/1,27
7	Karetko prowadnicy	4,21	6,25	7,76	1,62	1,97	1,43
8	Płytko zginania do karetki	2,88	4,89	7,56	2,10	2,53	1,51
9	Płytko zginania liniowa	2,46	3,62	6,70	2,18	3,12	2,16
10	Tuleja ślizgowa zginania	2,51	3,63	6,71	2,18	3,12	2,16
11	Walek zginania	2,61	3,77	6,83	2,18	3,18	2,22
12	Od płytki kątowej zginania do stabilizatora	– (brak wpływu na położenie osi urządzenia)					

¹ Płyta tylna jest obarczona błędami wykonania, pomimo tego, że jest pierwszą częścią w łańcuchu. Założono, że choć jej przednia strona może być odniesieniem, to tylna strona, do której przytwierdzone są kolejne części, wykonana została z pewnymi tolerancjami, a zatem wprowadza błąd.

² Tuleje ślizgowe wykonane są z plastiku i wciskane w pasowane otwory. Założono, że poza błędami grubości nie wprowadzają one dodatkowych błędów, gdyż przyjmują kształt otworu, w którym są osadzone. Uwzględniono jednak luzy pasowania następnej części (to jest wałka) w tulejce.

³ W przypadku wałków tolerancje wykonania względem ich osi obrotu w ortezie są pomijalne – są one montowane względem wykonanej, a nie nominalnej powierzchni. Orientacja wałków jest mierzona przez kalibrowane przetworniki pomiarowe ortezy, a błędy toru pomiarowego są uwzględniane w dalszej części rozważań.

⁴ Zakrzywiona prowadnica ma dwie osobne wartości każdego błędu – odpowiednio do karetki w położeniu środkowym i do osi obrotu Z. Odmiennie tolerancje położenia liniowego dla karetki i osi Z zakrzywionej prowadnicy wynikają z przedziału tolerancji promienia zaokrąglenia prowadnicy i sposobu jej zamocowania w pobliżu jednego z końców części. Na rysunku 5.46 zilustrowano tę sytuację.



Rysunek 5.46 – Różnica pól tolerancji nominalnego położenia karetki (ΔK_{aretki_x}) i osi zakrzywionej prowadnicy (ΔO_{si_x}).

⁵ Nie są znane tolerancje wykonania karetki prowadnicy, bo producent nie udostępnił jej rysunku technicznego. Założono, że wykonano ją z tolerancjami m-K, tak samo jak

zakrzywioną prowadnicę. W przypadku karetki uwzględniono wszystkie trzy błędy kątowe, pomimo tego, że kąt obrotu wokół osi Z jest kalibrowany. Wynika to z zależności między kątem obrotu karetki a jej położeniem liniowym na prowadnicy. W wyniku kalibracji karetki znajduje się w odpowiednim miejscu na prowadnicy, ale jej wierzchnia płytką montażowa, do której mocowane są kolejne części, może być przekrzywiona z powodu tolerancji wykonania.

Błędy położenia i orientacji osi urządzenia pomiarowego wynikające z tolerancji wykonania i montażu części oraz błędów toru pomiarowego wskazano w tabeli 5.12.

Tabela 5.12 – Błędy liniowe i kątowe położenia i orientacji osi.

Nr	Nazwa osi	± Błąd liniowy [mm]			± Błąd kątowy [°]		
		x	y	z	ϕ_x	ϕ_y	ϕ_z
1	Oś przywodzenia/odwodzenia Y	0,07	0,55	0,77	0,17	0,58 ¹	0,17
2	Oś rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej Z	4,46	3,46	6,84	1,36	1,33	0,52 ¹
3	Oś prostowania/zginania X	2,61	3,77	6,83	0,61 ¹	3,18	2,22

¹ Błąd pomiaru kąta obrotu mierzony względem osi przetwornika pomiarowego, a nie dokładnie w osi wskazanej w tabeli.

Błędy położenia i orientacji osi członów ruchomych ortezy pomiarowej są zbliżone do oczekiwanych w tego rodzaju i wielkości konstrukcji. Są one większe niż dla typowych mikromechanicznych urządzeń precyzyjnych, jednak ortezę pomiarową trudno do nich zaliczyć, a przy jej projektowaniu wzięto pod uwagę, że duża część błędów pomiarowych wynikać będzie z obecności człowieka w torze pomiarowym. Błędy kątowe orientacji osi nie odbiegają znacząco od siebie, błędy w kierunkach innych niż pomiarowy danej osi są zbliżone. W przypadku błędów liniowych, zbliżone są wartości w osiach x i y, a wartości w osi z są większe. Z powodu układu części w przestrzeni wyraźny jest wpływ błędów kątowych wprowadzających ruch liniowy na ramieniu, stosunkowo niewielkie wartości kątowe skutkują bowiem niepomijalnymi przesunięciami liniowymi z uwagi na długie ramiona. Ze względu na kształt urządzenia, którego człony rozpościerają się na podobne odległości w kierunkach x i y, błąd ten jest największy w kierunku z – jego wartość jest około dwukrotnie większa niż w pozostałych kierunkach. Dużymi kontrybutorami w rachunku błędów są części handlowe, cechujące się gorszymi tolerancjami ogólnymi wykonania od części zaprojektowanych. Na położenie dalszych członów wpływ ma szeregowe połączenie części, w którym błędy części poprzedzających przenoszą się na następne. Błędy położenia i orientacji osi Z są w pewnych kierunkach większe od wartości dla następującej po niej osi X, gdyż w tabeli podsumowującej

rozważana jest tolerancja samej osi, a nie karetki, do której przymocowane są części pozycjonujące dalszą oś X. Należy zważyć, że obliczony został najgorszy przypadek składania się błędów. W rzeczywistości ich tak niekorzystne złożenie jest mało prawdopodobne, jednak celem tych rozważań było wyliczenie tego właśnie najgorszego przypadku – na tej podstawie można bowiem wskazać, że właściwości metrologiczne ortezy pomiarowej są nie gorsze od obliczonych.

Błędy pomiarowe ortezy nie wynikają jednak jedynie z tolerancji samego urządzenia, ale także z połączenia z człowiekiem, którego ruch jest mierzony. Niedopasowanie położenia środka stawu biodrowego ze środkiem obrotu członów urządzenia wprowadza dodatkowe błędy. Obliczone błędy ortezy pomiarowej wynikające z dokładności wykonania i montażu części urządzenia oraz błędów toru pomiarowego zostały rozwinięte o błędy liniowe i kątowe wyjustowania oraz przytrzczenia urządzenia do człowieka. Wartości po uwzględnieniu błędów justowania oraz błędów powtarzalności zamocowania ortezy na człowieku zawarto w tabeli 5.13. Błędy toru pomiarowego uwzględniają tu niepewność orientacji zarówno referencji (części plecowej ortezy), jak i łączników współpracujących z kończyną dolną.

Tabela 5.13 – Błędy liniowe i kątowe położenia i orientacji osi z uwzględnieniem błędów justowania i przytrzczenia do ciała człowieka.

Nr	Nazwa osi	± Błędy liniowe [mm]			± Błędy kątowe [°]		
		x	y	z	ϕ_x	ϕ_y	ϕ_z
1	Oś przywodzenia/odwodzenia Y	10,07	10,55	10,77	1,17	2,58	1,17
2	Oś rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej Z	14,46	13,46	16,84	2,36	2,33	2,52
3	Oś prostowania/zginania X	12,61	13,77	16,83	2,61	4,18	3,22

Wartości błędów z uwzględnieniem efektów współpracy z ciałem człowieka są znacznie większe. Ilustruje to, jak dużym kontrybutorem jest ciało człowieka znajdujące się w łańcuchu pomiarowym. Ostateczne wartości błędów liniowych i kątowych w bardzo dużej części wynikają z efektów wyjustowania i powtarzalności przytrzczenia konstrukcji do ciała człowieka. Zredukowanie tych kontrybutorów miałoby największy wpływ na poprawę niepewności pomiarowej i stanowi zagadnienie, które warto rozwijać – z zaznaczeniem, że niedopuszczalne są ingerencje w ciało użytkownika.

Błędy urządzenia można by zredukować poprzez zastosowanie w następnej wersji konstrukcji kołków ustalających i pasowań w celu bardziej dokładnego łączenia części, co jednak wiąże się z większym skomplikowaniem konstrukcji. Podobnie zapewnienie możliwości niezależnego justowania położenia i orientacji osi obrotów członów umożliwiłoby zmniejszenie błędów,

jednak wymagałoby wprowadzenia pewnej liczby dodatkowych ruchomych części. Trzecim podstawowym sposobem redukcji błędów urządzenia byłoby zastosowanie dokładniejszych przetworników pomiarowych i wykonanie kalibracji obciążonej mniejszym błędem. Działania te nie wydają się być konieczne, bowiem i tak ostateczne błędy ustawienia osi wynikają w głównej mierze nie z projektu i wykonania ortezy pomiarowej, a jej połączenia z człowiekiem. Korzystniejszym rozwiązaniem wydaje się pozyskanie dokładniejszej informacji o rzeczywistym położeniu osi ortezy pomiarowej. Do tego celu mogłaby zostać wykorzystana współrzędnościowa maszyna pomiarowa, za pomocą której możliwe byłoby zmierzenie położenia środków obrotów członów z wielokrotnie węższymi polami błędów niż obliczone przypadki maksymalne. Prace nad poprawą justowania i mocowania do ciała człowieka powinny być prowadzone równoległe z pracami nad docelowym robotem ortotycznym, dzięki czemu wyniki z urządzenia pomiarowego będą mogły być z wystarczającą dokładnością przełożone na ruch urządzenia wykonawczego.

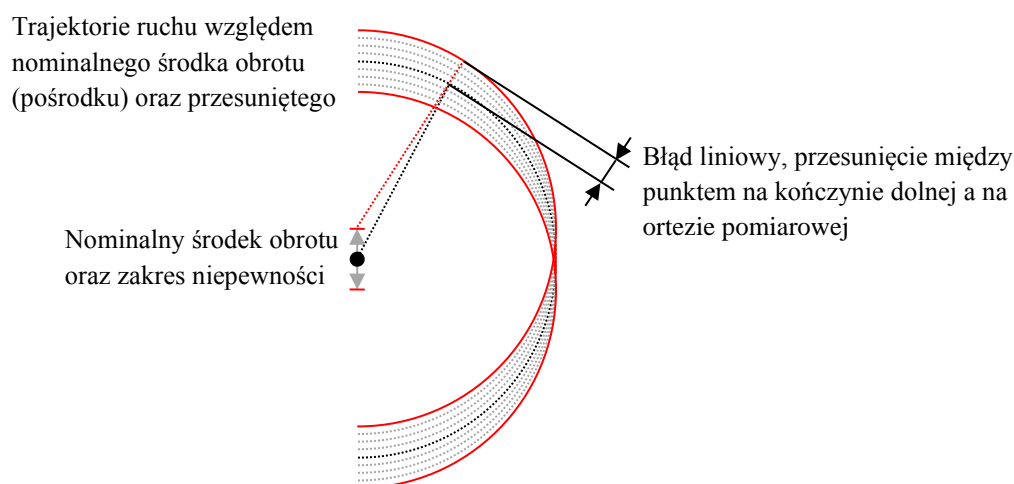
5.9.8 Wartości liczbowe kątowej i liniowej niepewności

Znajomość błędów położenia i orientacji osi członów urządzenia w pozycji neutralnej umożliwia przeprowadzenie dalszych obliczeń wykorzystujących wzory wyprowadzone w poprzednim rozdziale. Orteza pomiarowa jest mocowana do człowieka za pośrednictwem ramiączek i pasów plecaka oraz pasów należących do stabilizatorów kolanowych. Ten sposób połączenia nie jest bardzo sztywny, a ponadto urządzenie pomiarowe nie jest związane z kośćmi, a jedynie powierzchniowo z tkanką miękką. Osie urządzenia mogą nie być ortogonalne ani przecinać się w punkcie, a ponadto nie są doskonale wyjustowane względem środka stawu biodrowego człowieka. Prowadzi to do możliwości występowania niepożądanych przemieszczeń między ciałem człowieka a członami urządzenia, pomimo tego, że w pozycji początkowej człony są odpowiednio wyjustowane.

Wyprowadzone wcześniej zależności pozwalają obliczyć błąd liniowy i kątowy związany z działaniem ortezy, której osie nie są ortogonalne i są przesunięte względem środka obrotu części udowej kończyny dolnej człowieka. Osie urządzenia są obciążone błędami, a ich położenie w przestrzeni nie jest w istocie znane – obliczone są jednak zakresy niepewności dotyczące ich położenia liniowego i orientacji kątowej. Wymagane jest określenie, jakie wartości obrotów kątowych oraz przesunięć liniowych osi ortezy pomiarowej wprowadzić do obliczeń w celu obliczenia niepewności pomiarowej urządzenia. Potrzebna jest zatem analiza,

jakie wartości brzegowe będą skutkować najmniej korzystnymi wynikami, to jest największymi wartościami błędów.

Zarówno w przypadkach przesunięć liniowych, jak i odchyłek kątowych orientacji osi, brane pod uwagę są ich wartości ekstremalne, gdyż to one owocują największymi wartościami. Na rysunku 5.47 przedstawiono przypadek ruchu w płaszczyźnie. Zilustrowana jest trajektoria ruchu po wycinku okręgu o nominalnym środku oraz trajektorie ruchu o środku przesuniętym w granicach pola niepewności, które jest tu pionowe. Ekstremalne trajektorie dla największego co do modułu błędu wyróżniono kolorem czerwonym. Dla tych właśnie trajektorii następują największe przesunięcia liniowe względem trajektorii nominalnej.



Rysunek 5.47 – Porównanie trajektorii ruchu względem nominalnego środka obrotu i środka przesuniętego w granicach pionowego pola niepewności.

W przypadku ruchu złożonego w przestrzeni występują błędy liniowe oraz kątowe w trzech osiach. Zdecydowano się na przeprowadzenie obliczeń dla wybranych kombinacji ekstremalnych błędów liniowych i kątowych w osiach x , y i z dla kątów orientacji mierzonych przez człony ortozy α_{ort} , β_{ort} i γ_{ort} . Niepewności zostały obliczone dla zakresu wynikającego z zakresów ruchu członów ortozy i możliwości ruchu anatomicznego człowieka [4], uwzględniając planowane pomiary oraz limit liczby linijek w oprogramowaniu używanym do analizy wyników. Wartości obliczono z rozdzielczością co 5° od orientacji neutralnej do końców zakresów. W obliczeniach przyjęto długość łącznika udowego równą 77,5 mm i maksymalną w urządzeniu odległość od środka stawu biodrowego równą 120 mm.

Tabela 5.14 – Zakresy ruchu rozważane w obliczeniach.

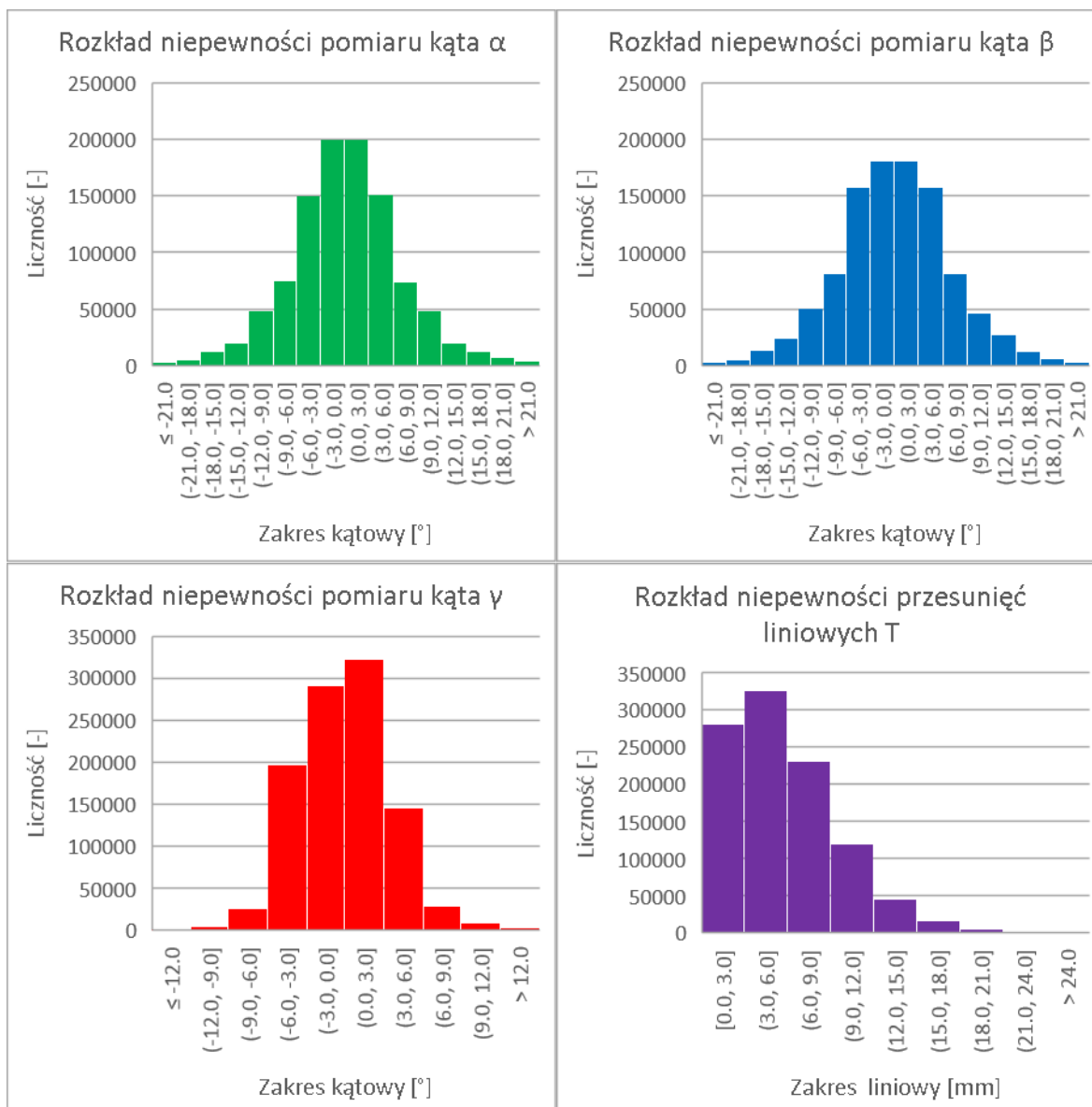
Nr	Kierunek ruchu	Zakres ruchu człowieka [°]		Zakres ruchu ortozy [°]	
1	Odwodzenie/przywodzenie	-40	+30	-20	+20
2	Rotacja biodrowa zewnętrzna/wewnętrzna	-40	+40	-35	+35
3	Prostowania/zginanie	-10	+120	-5	+85

Dla każdej rozważanej wejściowej orientacji członów ortozy pomiarowej wykonano obliczenia dla serii kombinacji ekstremalnych wartości odchyłek pomiaru kąta oraz położenia i orientacji osi w celu znalezienia niepewności liniowych i kątowych urządzenia. Rozważono przypadki, w których każdy kąt zwracany przez ortezę ma maksymalną lub minimalną odchyłkę wynikającą z niepewności toru pomiarowego, co przy trzech mierzonych kątach daje 8 kombinacji. Następnie rozważono przypadki, w których osie przesunięte są maksymalnie liniowo wzdłuż każdej z trzech osi układu odniesienia, co daje 8 odmiennych położań liniowych. Podobnie postąpiono dla odchyłek kątowych, rozważając ekstremalne obroty osi urządzenia pomiarowego względem układu odniesienia, również dla 8 kombinacji. Iloczyn kombinacji daje 512 przypadków rozważanych dla każdego zestawu 3 wejściowych kątów orientacji członów ortozy pomiarowej. Takie podejście pozwala odnaleźć błędy urządzenia związane z maksymalnymi błędami pomiaru kąta i przemieszczeniami osi od środka stawu człowieka, w niekorzystnej sytuacji, kiedy odchyłki wynikające z błędów wykonania i montażu ortozy oraz błędów jej przytroczenia do człowieka składają się w tym samym kierunku.

Tabela 5.15 – Rozważane kombinacje błędów liniowych i kątowych pomiaru kąta oraz położenia i orientacji osi.

Nr	Znak odchyłek kątowych pomiaru kąta obrotu			Znak odchyłek liniowych położenia osi			Znak odchyłek kątowych orientacji osi		
	α_{ort}	β_{ort}	γ_{ort}	x	y	z	ϕ_x	ϕ_y	ϕ_z
1	+	+	+	+	+	+	+	+	+
2	+	+	+	+	+	+	+	+	-
...									
64	+	+	+	-	-	-	-	-	-
65	+	+	-	+	+	+	+	+	+
...									
512	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Wyniki obliczeń zilustrowano na histogramach na rysunku 5.48, a najistotniejsze parametry rozkładów przedstawiono w tabeli 5.16. Pełna tabela zawierająca wszystkie rozważane przypadki znajduje się w Załączniku 3. Takie podejście pozwoliło przedstawić najistotniejsze właściwości, nie zabierając dużo miejsca.



Rysunek 5.48 – Histogramy niepewności pomiarowych ortozy.

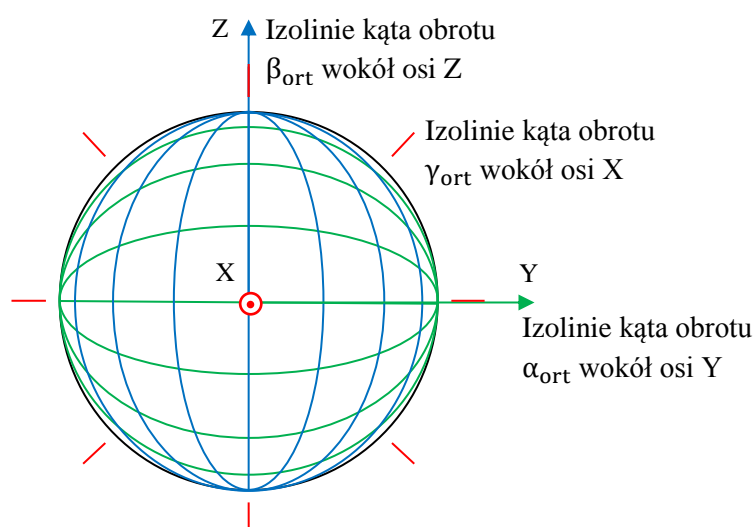
Tabela 5.16 – Podstawowe parametry rozkładów niepewności pomiarowych ortozy.

Kąt	Średnia [°]	Mediana [°]	Odchylenie standardowe [°]	Skośność [-]	Kurtoza [-]
Kąt przywodzenia/odwodzenia α	0,0	0,0	6,8	0,1	0,9
Kąt rotacji biodrowej β	0,0	0,0	7,0	0,0	0,5
Kąt prostowania/zginania γ	-0,1	-0,1	3,6	0,3	0,7

Odległość	Średnia [mm]	Mediana [mm]	Pierwszy kwartył [mm]	Trzeci kwartył [mm]
Przesunięcia liniowe T	5,8	5,1	2,8	8,0

Rozkłady niepewności pomiarów kątów orientacji kończyny dolnej w stawie biodrowym są zbliżone do rozkładu normalnego. Rozkłady niepewności kątów α i β są symetryczne, podczas gdy rozkład γ bardziej odbiega od symetrii, jednak jego skośność nie jest duża. Wynika to

prawdopodobnie z tego, że w przypadku tego kąta badany zakres kątowy nie jest symetryczny względem orientacji początkowej, a jedna z granic zakresu anatomicznego ruchu jest bliższa badanemu zakresowi od drugiej. Wartości kurtozy wskazują na trochę większą intensywność wartości skrajnych niż dla rozkładu normalnego. Z powodu limitów kątów obrotów kończyny dolnej niektóre wartości odchyłek występują częściej. Rozkład niepewności przesunięcia liniowego między środkiem łącznika udowego ortezy a ciałem człowieka jest bliższy rozkładowi chi jako suma dwóch nieujemnych wartości, które jednak w tym przypadku nie są niezależne. Kątowe niepewności pomiarowe mają mediany bliskie zera, jednak wartości odchyłek standardowych są duże. Wskazuje to na znaczący wpływ błędów przypadkowych. Niepewności kątowe przywodzenia/odwodzenia i rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej są zbliżone, podczas gdy niepewność prostowania/zginania jest wyraźnie mniejsza. Wynika to z charakteru ruchu, w którym dwa pierwsze człony urządzenia zakreślają sferę, a trzeci jest związany z obrotem względem normalnej do jej powierzchni. Błędy maksymalne są bardzo duże, ale występują dla niewielkiej liczby przypadków. Niepewności pomiarowe są najmniejsze przy neutralnej orientacji członów ortezy pomiarowej i coraz większe dla rosnących wartości kątów orientacji członów urządzenia. Jest to wynik justowania urządzenia i rozpoczynania ruchu z tej orientacji. Błędy wzrastają w miarę coraz większych kątów obrotów względem osi, które nie przechodzą przez środek stawu biodrowego i nie są ortogonalne. Dodatkowo izolinie kątów orientacji członów α_{ort} i β_{ort} zagęszczają się wraz ze wzrostem wartości, przez co te same odsunięcia odkładane na powierzchni sfery skutkują większymi zmianami kątowym, kiedy człony są dalej od orientacji neutralnej.



Rysunek 5.49 – Schemat izolacji kątów obrotów członów w orientacji neutralnej. Widoczne większe zagęszczenie linii dla kątów orientacji członów α_{ort} i β_{ort} w miarę oddalania się od orientacji neutralnej.

Obliczenia przeprowadzono dla kombinacji największych błęd kątowych i liniowych. Nie są zatem przeglądem wszystkich możliwych sytuacji, a jedynie wyborem najmniej korzystnych. Gdyby w obliczeniach uwzględnić możliwe pośrednie błędy mniejsze od ekstremalnych, to błędy maksymalne nie zmieniłyby się, jednak rozkład stałby się bardziej zwarty wskutek redukcji odchylenia standardowego. Wymagałoby to jednak przeprowadzenia wielokrotnie większej liczby obliczeń, dlatego zdecydowano o przedstawieniu wyników dla najmniej korzystnych przypadków. To konserwatywne podejście, bo rozważenie innych przypadków spowoduje redukcję odchyłeń standardowych.

Niepewność pomiarowa urządzenia jest znacząca. Duża część błędów wynika z niepewności zgrania osi między urządzeniem a człowiekiem. Sama orteza pomiarowa zapewnia dokładność na dobrym poziomie, jednak wprowadzenie człowieka do toru pomiarowego jest okupione znacznymi błędami mocowania urządzenia na ciele. W czasie pomiarów niepewności wynikające z tolerancji wykonania i montażu urządzenia nie zmieniają się. Dodatkowo niepewności wyjustowania również będą stałe po odpowiednim ustawieniu urządzenia i w obrębie pomiarów przeprowadzanych na jednej osobie. Prowadzi to do wniosku, że choć absolutne wartości nie są mierzone bardzo dokładnie, w głównej mierze z powodu występowania ciała człowieka w torze pomiarowym, to powtarzalność urządzenia jest wystarczająca. Ta cecha dobrze współdziała z zamierzonym zastosowaniem urządzenia, czyli pomiarami ruchów złożonych kończyny dolnej i akwizycji trajektorii, które potem będą mogły być odtworzone przez układ skrętu robota ortotycznego o takim samym układzie kinematycznym.

Wcześniejsze badania związane z Systemem Pionizacji i Wspomagania Ruchu „Veni-Prometeusz” [64] wskazały, że przesunięcia liniowe nie mają znaczącego wpływu na odtwarzanie trajektorii ruchu, konkretnie cyklu chodu. Przesunięcie o nawet 50 mm w dwóch osiach względem stawu biodrowego nie prowadziło do błędów kątowych większych niż 1° w rozważanej w artykule sytuacji. Wskazuje to na niewielką czułość robota ortotycznego na błędy wyjustowania i zamontowania. To korzystne zjawisko, gdyż skoro odtworzenie trajektorii jest możliwe przy dużych przesunięciach, to także jej akwizycja w podobnym przypadku nie powinna być problematyczna.

5.10 Warunki pracy i bezpieczeństwo urządzenia

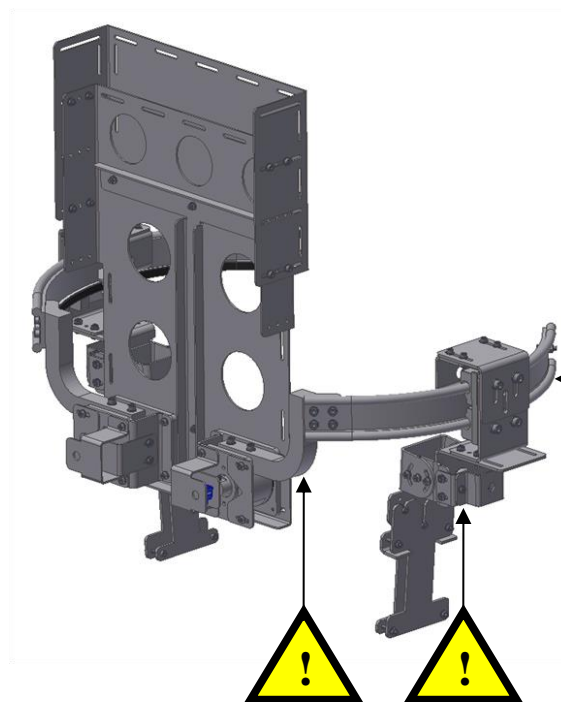
Orteza pomiarowa jest specjalnie zaprojektowanym i wykonanym urządzeniem naukowo-badawczym przeznaczonym do tymczasowego wykorzystania w warunkach laboratoryjnych, dlatego jest wyłączona z obszaru rozpatrywanego w Dyrektywie maszynowej [91] i nie podlega jej postanowieniom. Z tego powodu nie dokonano oceny zgodności, opracowania deklaracji zgodności ani nie umieszczono na niej oznakowania CE. Dołożono jednak starań, by konstrukcja była bezpieczna dla użytkownika i osób w jego toczeniu. W konstrukcji wykorzystano materiały zgodne z dyrektywą RoHS [92] i rozporządzeniem Reach [130].

Orteza pomiarowa jest przeznaczona do wykorzystania w pomieszczeniach zamkniętych. Urządzenie powinno być używane przy temperaturze 15-30°C i wilgotności względnej 30-70%. Przechowywanie urządzenia może odbywać się w otoczeniu o temperaturze 10-35°C i wilgotności względnej 20-80%. W opakowaniu ortezy pomiarowej powinien być umieszczony woreczek z substancją higroskopijną. Podczas pakowania urządzenia należy zwinąć kabel USB, bacząc by promień gięcia nie był mniejszy niż 100 mm. Urządzenia nie należy upuszczać ani narażać na udary. W konstrukcji urządzenia nie ma baterii ani substancji niebezpiecznych, nadaje się ono zatem do transportu lotniczego.

Ocena ryzyka pozwoliła wskazać, że największe zagrożenia są związane z członami ruchomymi ortezy pomiarowej i częściami elektrycznymi. Urządzenie jest pozbawione napędów, ale zawiera ruchome człony. Przy projektowaniu starano się, by ich ruch nie narażał użytkownika na niebezpieczeństwo uszkodzenia ciała, redukując ryzyko poprzez nadanie częściom odpowiednich kształtów i dobranie układu wzajemnie ruchomych elementów w przestrzeni. Przetworniki pomiarowe ortezy są zasilane prądem stałym o napięciu 5 V i natężeniu nie większym niż 500 mA. Napięcie zasilania jest dużo niższe od bezpiecznego dla człowieka wynoszącego 60 V dla urządzeń wykorzystywanych normalnie w pomieszczeniach. Wszystkie przewody elektryczne są izolowane. W sposób analogiczny do oceny ryzyka zawodowego [133] w obu przypadkach prawdopodobieństwo wystąpienia następstw zagrożenie uznano za małe, podobnie jak ciężkość następstw tych zagrożeń. Z tego powodu poziom ryzyka jest mały i dopuszczalne jest używanie urządzenia.

Przygotowano także wytyczne dla użytkownika ortezy pomiarowej. Podobnie jak w przypadku innych urządzeń technicznych, podczas używania ortezy pomiarowej bezpieczeństwo powinno

być priorytetem. Użytkownik ortezy powinien zostać przygotowany do jej stosowania przez wykwalifikowaną do tego osobę. Orteza ma uchwyty na plecach i ramiączka plecaka, przy zakładaniu, zdejmowaniu i przenoszeniu urządzenia należy trzymać właśnie za nie. Podczas zakładania i zdejmowania ortezy człony urządzenia powinny być zablokowane lub asekurowane, by uniknąć raptownych ruchów. Orteza jest szersza niż ciało człowieka, dlatego należy uważać, by nie zawadzić jej częściami (zwłaszcza bocznymi) o otoczenie. Użytkownik nie powinien wkładać palców ani innych części ciała między ruchome elementy. Luźne części ubrań bądź długie włosy powinny zostać zabezpieczone przed możliwością dostania się między ruchome elementy urządzenia. Urządzenie jest połączone przewodem z komputerem, należy zatem uważać, by na niego nie następować ze względu na ryzyko potknięcia.



Rysunek 5.50 – Miejsca przy członach ruchomych, na które powinna być zwrócona szczególna uwaga użytkownika ze względu na możliwość przycięcia.

6 Badania ruchu

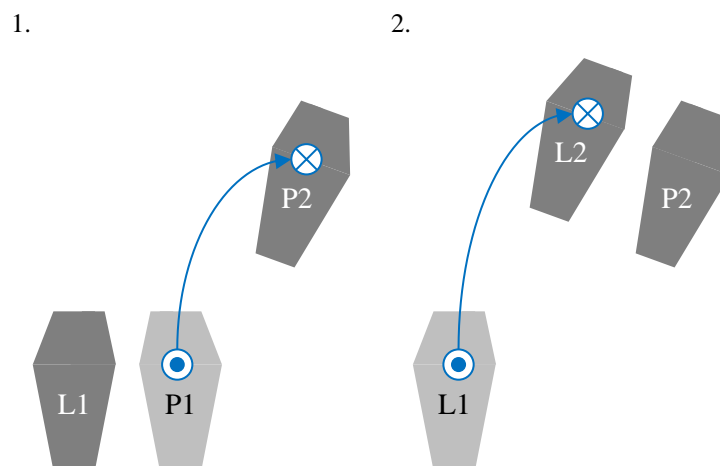
6.1 Metodyka badań

Badania przeprowadzono zgodnie z przyjętą metodyką, zakładającą wykonanie pomiarów ruchu złożonego kończyny dolnej zdrowej osoby, a następnie wprowadzenie trajektorii do symulacyjnego modelu ciała człowieka w celu uzyskania dynamicznego opisu ruchu. Skupiono się na ruchu skrętu o niewielkim promieniu, gdyż wcześniejszy przegląd wskazał, że o tę ruchomość warto rozbudować roboty ortotyczne, takie jak System Pionizacji i Wspomagania Ruchu „Veni-Prometeusz”. Pomiary z wykorzystaniem ortezy były poprzedzone przez wstępny przegląd motoryki ludzi zdrowych, którzy wykonywali ruch skrętu bez dodatkowych ograniczeń.

6.2 Badania wstępne

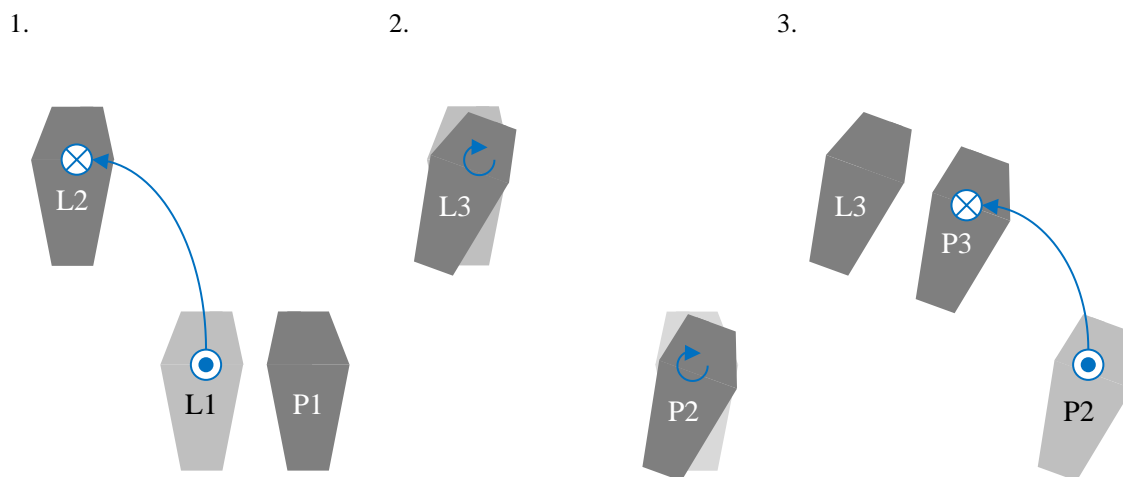
Badania rozpoczęto od przeprowadzenia rozeznania, w jaki sposób zdrowi ludzie wykonują ruch skrętu o małym promieniu. 8 osób w wieku od 25 do 55 lat zostało poproszonych o wykonanie takiego rodzaju ruchu. Instrukcja celowo była zwięzła, tak by nie nakierować badanej osoby na konkretny sposób i pozwolić jej wykonać naturalny ruch: „proszę stanąć i skrócić w bok, tak by na końcu ruchu być skierowaną lub skierowanym w inną stronę”. Osoby biorące udział w badaniu skręcały w różne strony, wyniki jednak przedstawiono jakby wszystkie skręcały w prawo.

Pięć osób najpierw podniosło kończynę dolną i zrotowało ją w kierunku zewnętrznym przed postawieniem na podłożu. Potem przenieśli one na nią ciężar ciała, podnosząc drugą kończynę dolną i dostawiając ją równoległe do pierwszej, równocześnie rotując cały tułów (rysunek 6.1).



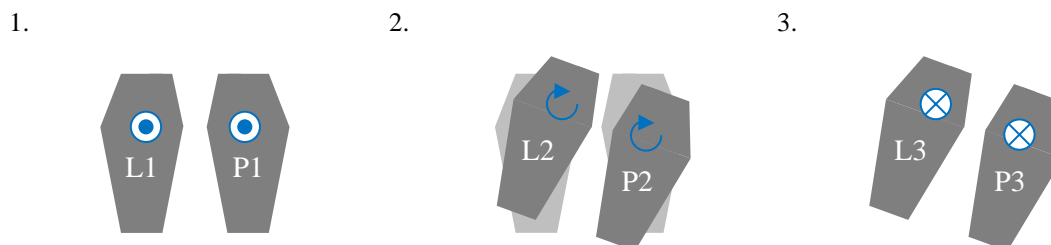
Rysunek 6.1 – Schemat pierwszej techniki skrętu. P i L – stopa prawa i lewa, 1 i 2 – kolejne położenia.

Dwie osoby podniosły kończynę dolną przeciwną do zamierzonego kierunku skrętu i opuściły ją nieco z przodu i boku, równoległe do nieruchomej kończyny. Następnie równocześnie dokonały rotacji obu stóp, przenieśli ciężar ciała na kończynę wykroczną i dostawiły do niej kończynę zakroczną (rysunek 6.2).



Rysunek 6.2 – Schemat drugiej techniki skrętu. P i L – stopa prawa i lewa, 1, 2 i 3 – kolejne położenia.

Jedna osoba podskoczyła w miejscu, rotując w powietrzu tułów i kończyny dolne, tak że opadając była skierowana w innym kierunku niż na początku (rysunek 6.3).



Rysunek 6.3 – Schemat trzeciej techniki skrętu. P i L – stopa prawa i lewa, 1, 2 i 3 – kolejne położenia.

To podstawowe badanie wykazało, że istnieją odmienne, lecz równie skuteczne techniki wykonywania ruchu skrętu o małym promieniu. W dalszych rozważaniach skupiono się na pierwszej opisanym metodzie – nie tylko najpopularniejszej wśród badanej grupy, ale także bezpiecznej do wykorzystania w robocie wspomagającym chód. W dwóch pozostałych sposobach występują bowiem albo poślizgi podeszew, których chciano się wystrzegać, albo równoczesne oderwanie obu kończyn dolnych od podłoża, które nie zapewniłoby stabilnego podparcia – nawet z wykorzystaniem kul nie oferuje bowiem trzech niewspółliniowych punktów podparcia.

6.3 Badania z wykorzystaniem ortezy pomiarowej

Orteza pomiarowa jest przeznaczona do mierzenia kątów orientacji części udowej kończyny dolnej człowieka. Korzystne byłyby badania z udziałem zdrowych osób różniących się masą, wzrostem i płcią, należących do centyli, dla których projektowano urządzenie pomiarowe i docelowy egzoszkielec. Z uwagi na pandemię COVID-19 [119] badania zostały przeprowadzone w ograniczonym zakresie, który zapewnił bezpieczeństwo i jednocześnie wykazał stosowalność metody.

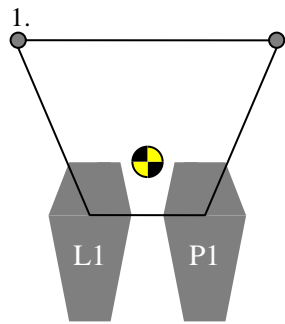
Ortezę początkowo wykorzystano do pomiarów walidacyjnych, mierząc ruchy proste i złożone w celu potwierdzenia prawidłowego działania urządzenia, a następnie badano ruchy skrętu o niewielkim promieniu. Na początku sesji pomiarowej wymagane było dobranie odpowiedniego położenia justowanych członów urządzenia pomiarowego do fizjonomii użytkownika. Następnym etapem było rejestrowanie położenia kątowych części udowej kończyny dolnej podczas sekwencji ruchów badanej osoby. Pierwsze pomiary ruchu skrętu bez zablokowanych ani ograniczonych stopni swobody pozwoliły potwierdzić, że orteza pomiarowa nie uniemożliwia zdrowej osobie wykonania ruchu skrętu zbliżonego do naturalnego. Podczas dalszych pomiarów wykorzystywana była możliwość ograniczania zakresu oraz blokowania możliwości ruchów odpowiednio rotacji wewnętrznej/zewnętrznej i przywodzenia/odwodzenia w celu opracowania techniki skrętu bliskiej naturalnej, jednak wymagającej jak najmniejszej dodatkowej liczby stopni swobody i o zakresach ruchomości niewiele przekraczających wymagane. Pomiar ruchu skrętu z zablokowanymi przegubami przywodzenia/odwodzenia biodrowego wskazał, że do wykonania ruchu skrętu nie jest konieczna możliwość wykonania tego ruchu, o ile badana osoba ma zapewnione podparcie, na przykład poprzez używanie kul. Był to wynik zbieżny z oczekiwanym, jako że liczne roboty ortotyczne dla osób pozbawionych pełni władz w nogach nie mają możliwości przywodzenia i odwodzenia kończyn dolnych, a mimo to pozwalają na wykonywanie ruchów kroczenia – w przenoszeniu środka ciężkości nad spoczywającą na podłożu kończyną dolną ich użytkownicy pomagają sobie kulami lub chodzikiem. Następnym wprowadzonym ograniczeniem było zredukowanie zakresu rotacji biodrowej tak, że możliwa była jedynie rotacja zewnętrzna kończyn dolnych. Wykonywany ruch skrętu nie zmienił się znacząco, gdyż i w poprzedniej konfiguracji zakres rotacji wewnętrznej nie był wykorzystywany. Dalsze ograniczenia wpływały negatywnie na możliwość wykonywania skrętu, dlatego do badań wybrano właśnie tę technikę, łączącą ruch zbliżony do naturalnego ze stosunkowo nieskomplikowaną wymaganą kinematyką.

Badana osoba była dorosłym mężczyzną o wzroście 1,75 m i masie 80 kg. Podczas serii 30 konsekwentnych pomiarów wykonywany był skręt w prawo. Ruch skrętu wymagał ruchomości prostowania/zginania w obu stawach biodrowych oraz rotacji zewnętrznej jednej kończyny dolnej. Pozostałe stopnie swobody stawów biodrowych były zablokowane. Realizowany ruch skrętu miał niewielki promień i był realizowany bez poślizgów podeszew stóp, a badana osoba miała zapewnione podparcie w postaci kul. Wykorzystywanie dodatkowego podparcia nie było uznane za znaczącą wadę, gdyż wykonywanie kroków w Systemie Pionizacji i Wspomagania Ruchu „Veni-Prometeusz” również wymaga stabilizacji kulami.

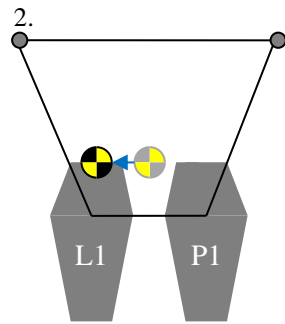
Sekwencja wykonywanych ruchów skrętu składała się z etapów schematycznie przedstawionych na rysunku 6.4:

1. Badana osoba jest w pozycji wyprostowanej podpartej kulami;
2. Środek masy badanej osoby jest przenoszony nad lewą kończynę dolną;
3. Prawa kończyna dolna jest zginana, by unieść podeszwę stopy. Kończyna dolna jest rotowana zewnętrznie w stawie biodrowym i prostowana w celu zapewniania podparcia.
4. Prawa kula jest przestawiana do przodu i w prawo.
5. Środek masy badanej osoby jest przenoszony bliżej prawej kończyny dolnej;
6. Lewa kończyna dolna jest zginana w stawie biodrowym i wykonywana jest rotacja wewnętrzna prawej kończyny dolnej, która skutkuje obrotem całego tułowia wraz z lewą kończyną dolną względem postawionej na podłożu prawej kończyny dolnej. Lewa kończyna dolna jest prostowana i odstawiana na podłoże.
7. Lewa kula jest przestawiana do przodu i w prawo.
8. Badana osoba znów jest w pozycji wyprostowanej podpartej kulami.

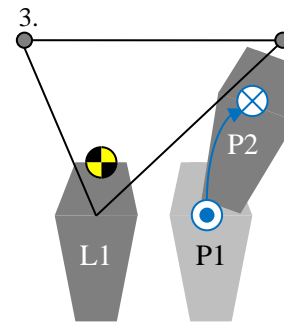
Taki sposób wykonywania ruchu skrętu zapewnia, że rzut środka ciężkości na podłoże cały czas znajduje się w miejscu zapewniającym stabilną postawę, zilustrowanym na rysunku 6.4 poprzez linie obwiedni punktów kontaktu z podłożem. Na schemacie skręt nie następuje w miejscu, towarzyszy mu niewielki krok do przodu. Przypadek taki został zilustrowany jako trudniejszy, gdyż w jednym z etapów następuje bliskie współliniowemu położenie dwóch stóp i jednej kuli. Przy skręcie w miejscu nie jest to tak wyartykułowane. Dodatkowo stopy potraktowane zostały jako punktowe podparcia, tak by ich wielkość na schematycznej ilustracji nie miała znaczenia.



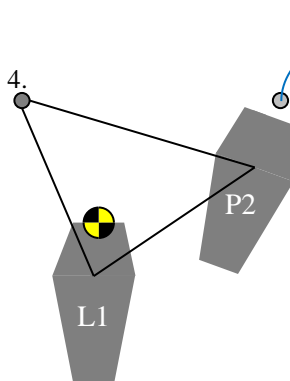
1.
Pozycja początkowa, zaznaczony rzut środka masy na podłoże i obszar jego stabilnego położenia.



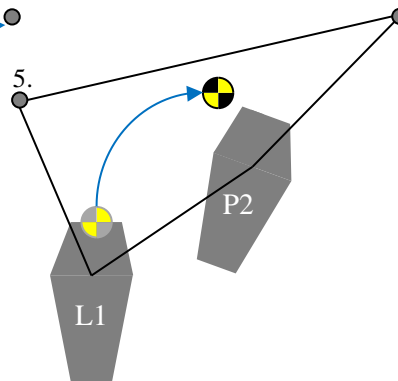
2.
Przesunięcie środka ciężkości nad lewą kończynę dolną.



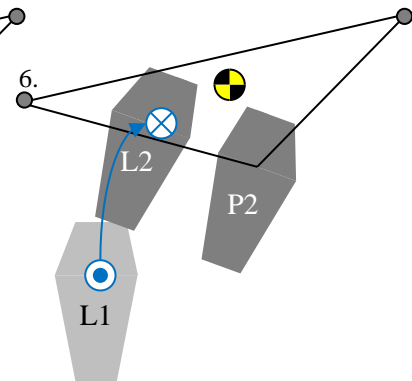
3.
Ruch prawą kończyną dolną, która jako oderwana od podłoża nie służy podparciu.



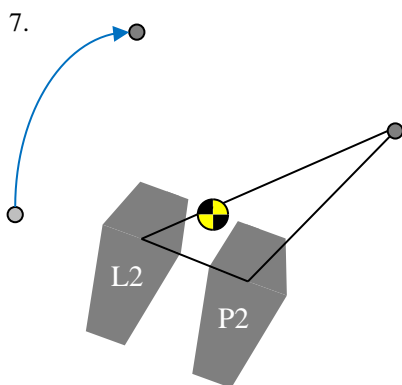
4.
Przestawienie prawej kuli, podparcie na przeciwnej kuli i obu kończynach dolnych.



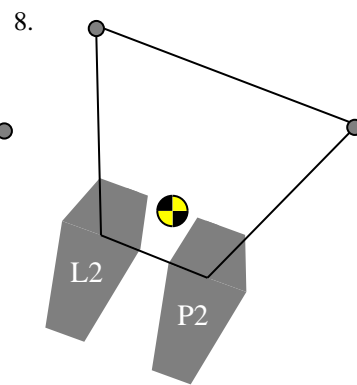
5.
Przesunięcie środka masy ku prawej kończynie dolnej. Stopy i prawa kula są ustawione niemal współliniowo.



6.
Ruch lewej kończyny dolnej. Wykonujący skręt może wspomóc obrót tułowia odpychając się od lewej kuli.



7.
Przestawienie lewej kuli.



8.
Pozycja końcowa, może być wykorzystana do rozpoczęcia kolejnej sekwencji ruchu skrętu lub kroczenia naprzód.

Rysunek 6.4 – Schemat techniki skrętu z podpieraniem kulami. P i L – stopa prawa i lewa, 1 i 2 – kolejne położenia.

Dane zakwizowane za pomocą ortezy w serii pomiarów ruchu skrętu wymagały przygotowania, nim mogły zostać wykorzystane w parametrycznym modelu ciała człowieka. Wartości odczytów zwracane przez urządzenie były zamieniane na wartości kątowe, do czego wykorzystane zostały dane kalibracyjne.

$$\phi = [\phi_1 + (s - s_1) \frac{\phi_2 - \phi_1}{s_2 - s_1}] \cdot A_s + A_1 \quad (6.1)$$

Gdzie:

ϕ – rozważany kąt orientacji członu ortezy;

ϕ_1 ; ϕ_2 – wartości kątów osiągniętych podczas kalibracji;

s – odczyt z przetwornika analogowo-cyfrowego mikrokontrolera;

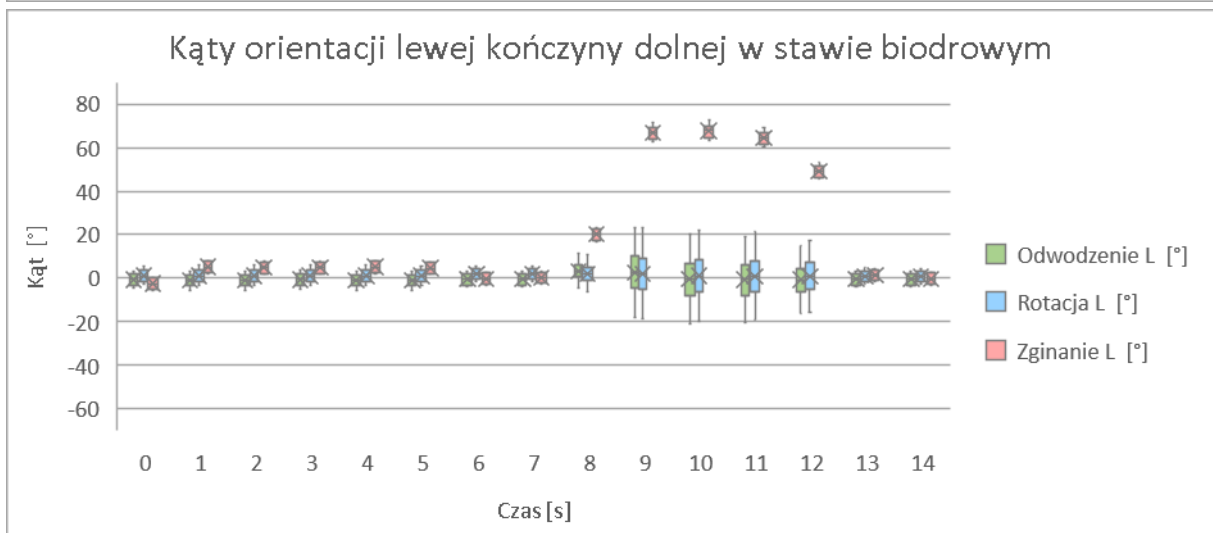
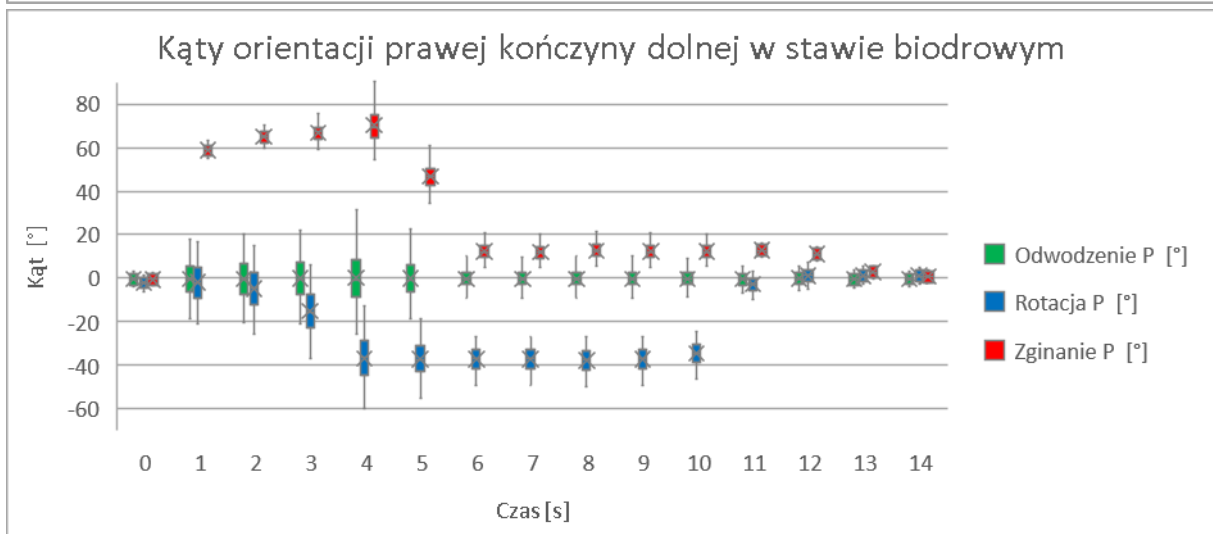
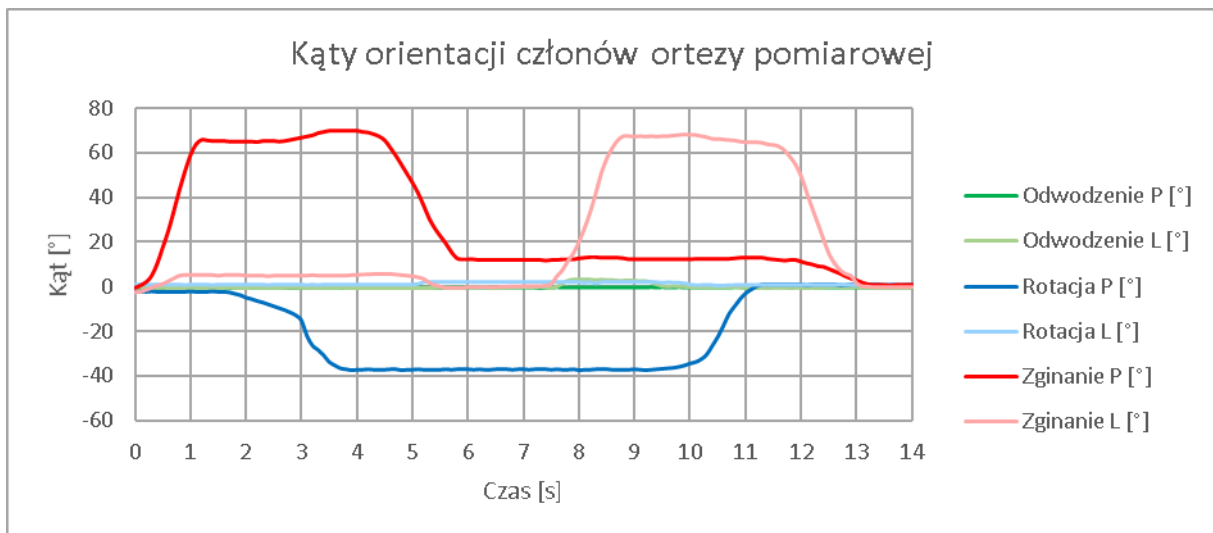
s_1 ; s_2 – odczyty sygnałów odpowiadających kątom osiąganym podczas kalibracji;

A_s – współczynnik umożliwiający przeskalowanie wartości;

A_1 – współczynnik umożliwiający liniowe przesunięcie wartości.

Współczynniki do przeskalowania i przesunięcia nie były wykorzystywane – miały zawsze wartości odpowiednio 1 i 0. Nie było konieczności uśredniania odczytów w celu redukcji szumów.

Przykładowy przebieg czasowy kątów orientacji członów ortezy w czasie wykonywania ruchu skrętu o niewielkim promieniu znajduje się na rysunku 6.5. Na tym samym rysunku przedstawiono kąty orientacji prawej i lewej kończyny dolnej w stawie biodrowym, które zostały obliczone na podstawie zakwitowanych wartości. Biodrowe kąty orientacji kończyn dolnych zostały obliczone z uwzględnieniem niepewności wynikających z błędów wykonania i montażu części ortezy, błędów przetworników pomiarowych, wyjustowania urządzenia i jego przymocowania do badanej osoby. Pola niepewności odpowiadają najmniej korzystnemu przypadkowi składania błędów. Rezultaty zilustrowano na wykresie pudełkowym jako dostarczającym wielu informacji w zwarty sposób. Wartości są naniesione co sekundę dla zachowania czytelności wykresów. Trajektorie członów są zapisem z ostatniego pomiaru w serii i są reprezentatywne – przebieg ma właściwości zbliżone do pozostałych zakwizowanych danych. Wszystkie zebrane przebiegi zawarto w Załączniku 4.



Rysunek 6.5 – Kąty orientacji członów orzezy pomiarowej i kończyn dolnych w stawach biodrowych podczas wykonywania ruchu skrętu o niewielkim promieniu. P i L – kończyna prawa i lewa.

Na początku sekwencji ruchów na wykresie kąty orientacji biodrowej kończyny dolnej były bliskie zeru. Czas 0 odpowiada rozpoczęciu ruchu zginania prawej kończyny dolnej. Rotacja zewnętrzna nastąpiła, gdy prawa kończyna dolna była zgięta i utrzymywana w orientacji bliskiej stałej. Widoczne jest niewielkie zgięcie lewej kończyny dolnej, które zanika, kiedy prawa kończyna dolna zostaje postawiona na podłożu. Po zakończeniu ruchu rotacji zewnętrznej prawa kończyna została wyprostowana, a lewa kończyna dolna została zgięta po chwili na przestawienie kuli. Orientacja prawej kończyny dolnej nie jest bliska zeru w związku z jej postawieniem nieco z przodu. Rotacja wewnętrzna prawej kończyny dolnej była połączona z obrotem całego tułowia wokół kończyny stanowiącej podparcie. Ostatnim ruchem kończyn dolnych w sekwencji było wyprostowanie lewej kończyny dolnej, po którym wszystkie kąty orientacji stały się bliskie zeru, podobnie na początku wykonywania ruchu skrętu. Na koniec ruchu nastąpiło przestawienie drugiej kuli, dzięki czemu osoba badana znalazła się w pozycji wyjściowej, gotowa do wykonania następnego ruchu skrętu o niewielkim promieniu. Niepewność orientacji kończyny dolnej jest mniejsza przy niewielkich mierzonych kątach i większa, kiedy mierzone kąty odbiegają od zera. To rezultat możliwych błędów wynikających w głównej mierze z wyjustowania i przytroczenia urządzenia do człowieka. Niepewność pomiaru orientacji kończyny dolnej zwiększa się wraz z rosnącym obrotem względem osi ortezy pomiarowej, która może być przekoszona względem nominalnej i nie przechodzić przez środek stawu biodrowego człowieka. Ze względu na konserwatywne rozważanie najmniej korzystnych przypadków pola niepewności są duże. Są one jednak bliskie symetrycznym, a bliższe kwartyle można określić jako dosyć zwarte. Pola niepewności dla lewej kończyny dolnej są mniejsze niż dla prawej, bowiem lewa jest jedynie zginana, podczas gdy prawa jest zarówno zginana, jak i rotowana.

Mierzone ruchy skrętu wykonywane przez badaną osobę podczas serii pomiarów różniły się zarówno czasem trwania, jak i amplitudą. Badane ruchy nie były tak powtarzalne jak przykładowo cykl chodu, dlatego każdy pojedynczy wynik pomiaru był nieco inny – poszczególne ruchy nie były zawsze wykonywane w tym samym momencie, a osiągnane kąty również się różniły. Z tego powodu uśrednianie pełnych przebiegów nie sprawdzałoby się. Po uśrednieniu całych trajektorii wyniki zaburzałyby bowiem sekwencję ruchów, prowadząc do nachodzenia poszczególnych etapów, co w rezultacie nie odzwierciedlałoby dobrze rzeczywistych ruchów. Z tego powodu wybrano kluczowe parametry charakteryzujące wykonywany ruch skrętu, a następnie z serii wykresów odczytano wartości związane z czasami

rozpoczęcia i zakończenia ruchów oraz uzyskiwanymi kątami. Wartości kluczowych parametrów z kilkudziesięciu pomiarów uśredniono i podano w tabeli 6.1.

Tabela 6.1 – Uśrednione wartości kluczowych parametrów ruchu skrętu.

Nr	Kluczowy parametr	Uśredniona wartość	Odchylenie standardowe	Komentarz
1	Rozpoczęcie zginania prawej kończyny dolnej	0 s	0 s	Ruch rozpoczyna się bez zwłoki
2	Zakończenie zginania prawej kończyny dolnej	1,58 s	0,11 s	–
3	Kąt zgięcia prawej kończyny dolnej	64,30°	3,52°	–
4	Rozpoczęcie rotacji zewnętrznej prawej kończyny dolnej	2,18 s	0,36 s	–
5	Zakończenie rotacji zewnętrznej prawej kończyny dolnej	3,85 s	0,49 s	–
6	Kąt rotacji zewnętrznej prawej kończyny dolnej	-34,65°	2,59°	–
7	Rozpoczęcie prostowania prawej kończyny dolnej	3,97 s	0,53 s	–
8	Zakończenie prostowania prawej kończyny dolnej	5,84 s	0,62 s	–
9	Kąt prostowania prawej kończyny dolnej	-64,30°	3,52°	Kąt odpowiada kątowi zgięcia
10	Rozpoczęcie zginania lewej kończyny dolnej	6,63 s	0,74 s	–
11	Zakończenie zginania lewej kończyny dolnej	7,99 s	0,70 s	–
12	Kąt zgięcia lewej kończyny dolnej	61,83°	4,36°	–
13	Rozpoczęcie rotacji wewnętrznej prawej kończyny dolnej	8,69 s	0,81 s	–
14	Zakończenie rotacji wewnętrznej prawej kończyny dolnej	10,63 s	0,82 s	–
15	Kąt rotacji wewnętrznej prawej kończyny dolnej	34,65°	2,59°	Kąt odpowiada kątowi rotacji zewnętrznej
16	Rozpoczęcie prostowania lewej kończyny dolnej	10,78 s	0,85 s	–
17	Zakończenie prostowania lewej kończyny dolnej	12,60 s	0,99 s	–
18	Kąt prostowania lewej kończyny dolnej	-61,83°	4,36°	Kąt odpowiada kątowi zgięcia

Zginanie biodrowe prawej i lewej kończyny dolnej jest wykonywane o zbliżony kąt. Czas trwania wykonywania ruchów zginania i prostowania lewej i prawej kończyny dolnej również jest podobny. W przypadku rotacji, zewnętrzna trwa krócej niż wewnętrzna. Jest to spowodowane rotowaniem także całego tułowia wraz z drugą kończyną dolną podczas realizacji rotacji wewnętrznej. Ruchy następujące po zgięciu prawej i lewej kończyny dolnej, odpowiednio rotacja zewnętrzna i wewnętrzna, wykonywane są po pewnej zwłóce. Natomiast ruchy następujące po rotacji zewnętrznej i wewnętrznej, to jest prostowanie prawej i lewej

kończyny dolnej, następują niemal natychmiastowo. Odchylenie standardowe czasu wykonywania ruchów jest niewielkie dla początkowych i zwiększa się dla kolejnych, co wynika ze zmiennej długości całej sekwencji wykonywania ruchu skrętu.

Do wygenerowania trajektorii pożądaných podczas wykonywaniu ruchu skrętu przez docelowego robota ortotycznego wykorzystano kluczowe punkty z serii pomiarów, które połączono prostymi i krzywymi sklejanymi, tworząc w ten sposób wyidealizowane przebiegi. Na początku i końcu ruchu kończyny dolne znajdują się w neutralnej orientacji. Kończyny dochodzą do zadanej orientacji bez przesterowań i pozostają w niej aż do kolejnego etapu w sekwencji, tak by nie zużywać energii na niepotrzebne ruchy. Do przybliżenia stanów nieustalonych wykorzystano wielomian piątego stopnia.

$$y = y_1 + (y_2 - y_1) \left[10 \left(\frac{x - x_1}{x_2 - x_1} \right)^3 - 15 \left(\frac{x - x_1}{x_2 - x_1} \right)^4 + 6 \left(\frac{x - x_1}{x_2 - x_1} \right)^5 \right] \quad (6.2)$$

Gdzie:

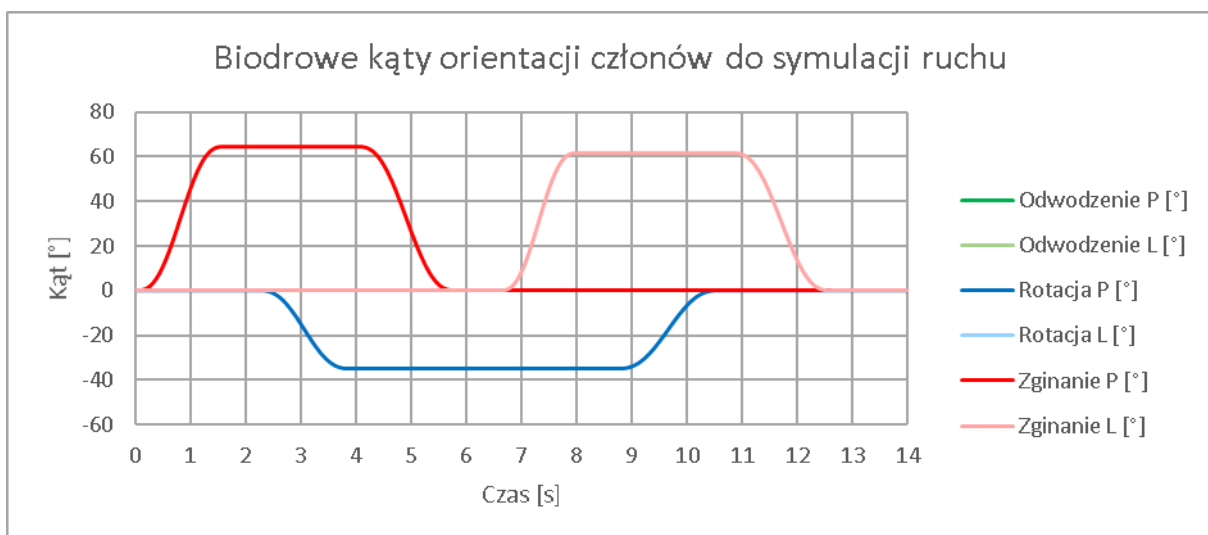
y – wartość podczas stanów przejściowych;

x – argument podczas stanów przejściowych;

y_1 ; y_2 – wartości odpowiednio przed i po stanie nieustalonym;

x_1 ; x_2 – argumenty odpowiednio przed i po stanie nieustalonym.

Uzyskane na podstawie kluczowych punktów z 30 pomiarów trajektorie ruchu skrętu przedstawiono na rysunku 6.6.



Rysunek 6.6 – Kąty orientacji członów oparte na uśrednionych kluczowych parametrach. P i L – kończyna prawa i lewa.

Dzięki takiemu podejściu uniknięto artefaktów i otrzymano przebiegi bazujące na pomiarach, jednak o uproszczonych kształtach. Opis oparty na kluczowych punktach jest dogodny do modyfikowania, co może ułatwić prace nad sterowaniem w przyszłym module skrętu dla robota ortotycznego.

6.4 Zastosowanie parametrycznego modelu symulacyjnego ciała człowieka

Prace z modelem rozpoczęto od podstawowych symulacji, pozwalających porównać rezultaty z oczekiwaniami. Sprawdzono symetryczność obciążeń i wyniki przy obrotach członów ruchem jednostajnym oraz przy stałych przyspieszeniach. Nie uzyskano niespodziewanych wyników, symulacja dynamiczna funkcjonowała poprawnie.

W czasie symulacji ruchu skrętu o niewielkim promieniu na początku kontakt z podłożem ma kończyna lewa, a potem następuje zamiana i na podłożu znajduje się kończyna prawa. W symulacji wykorzystano możliwość wyłączania i włączania więzów w ramach jej scenariusza do odwzorowania kontaktu między stopami a podłożem. Trajektorie opracowane na podstawie zmierzonego ruchu kończyn dolnych zostały wprowadzone do parametrycznego modelu symulacyjnego ciała człowieka, aby pozyskać dane dynamiczne związane z momentami sił oraz mocą potrzebnymi do wykonania ruchów. Orteza pomiarowa nie dostarcza pełni informacji o ruchach człowieka, dlatego konieczne było dokonanie założeń związanych z ruchami kończyn, których orientacja nie była mierzona. Przyjęto lekko zgiętą, opuszczoną pozycję rąk, zbliżoną do występującej przy podpieraniu się kulami. Wprowadzono przybliżone ruchy zgodnie ze schematem przedstawianiu kul przedstawionym wcześniej i odpowiadającym ruchom kończyn górnych badanej osoby. Nie wprowadzono do symulacji samych kul, tak by ich kontakt z podłożem nie ułatwiał obrotu tułowia, co jest konserwatywnym założeniem, gdyż wymaga większego momentu siły pochodzącego z kończyn dolnych. W przypadku kończyn dolnych przyjęto, że kąt zgięcia kolana jest dopełnieniem do 180° kąta zgięcia stawu biodrowego. Taki ruch zapewnia pozostanie podeszwy stopy równoległe do podłoża bez dodatkowych ruchów stawu skokowego, co jest korzystne w robocie ortotycznym, gdyż nie wymaga dodatkowych napędów. Założono, że tułów i głowa pozostają cały czas w pozycji wyprostowanej. Poczynione założenia blisko odpowiadają faktycznym pozycjom i orientacjom części ciała badanej osoby. Ciało człowieka i rama ortezy tworzą połączenia równoległe, a stopień obciążeń przenoszonych przez kości i przez urządzenie zależy głównie od sposobu zamocowania ortezy na ciele. W symulacjach założono niekorzystny dla mechanizmu wypadek, w którym wszystkie obciążenia przenoszone są przez ortezę. To konserwatywne założenie, gdyż w

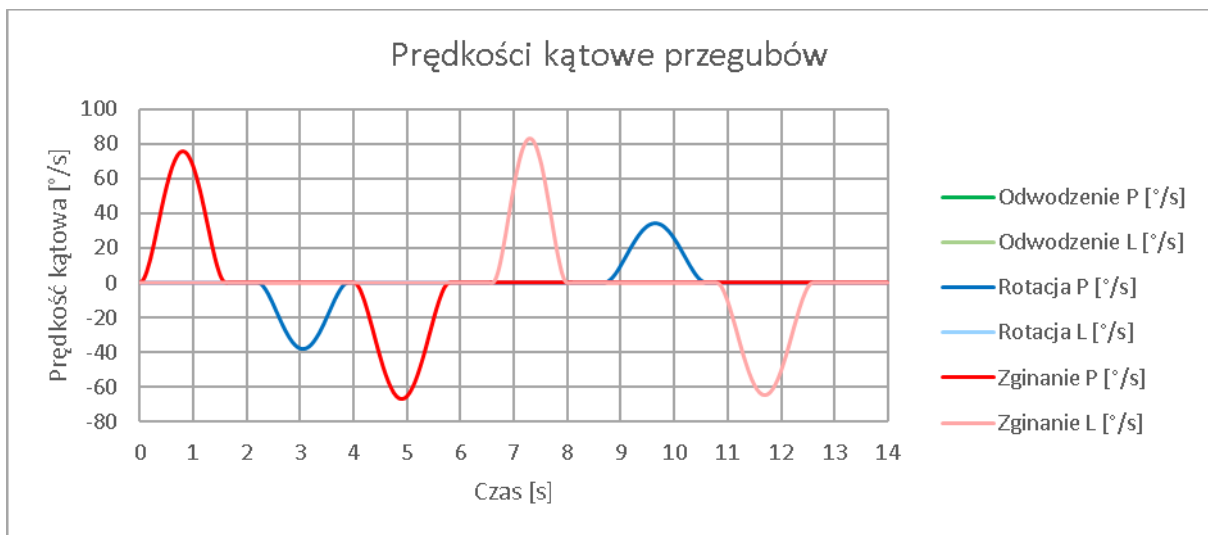
rzeczywistości obciążenia będą równe lub mniejsze od obliczonych. W symulacjach zastosowano krok czasowy 0,05 s. Symulacje przeprowadzono dla trzech rodzajów fizjonomii, różniących się masą i wzrostem, o parametrach wskazanych w tabeli 6.2.

Tabela 6.2 – Parametry symulowanych fizjonomii.

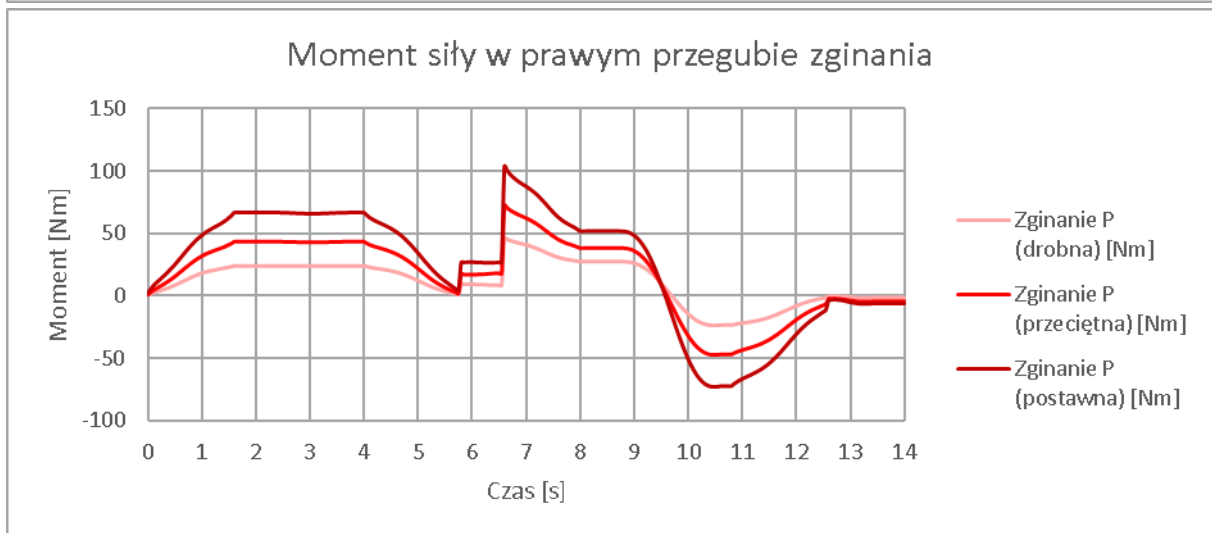
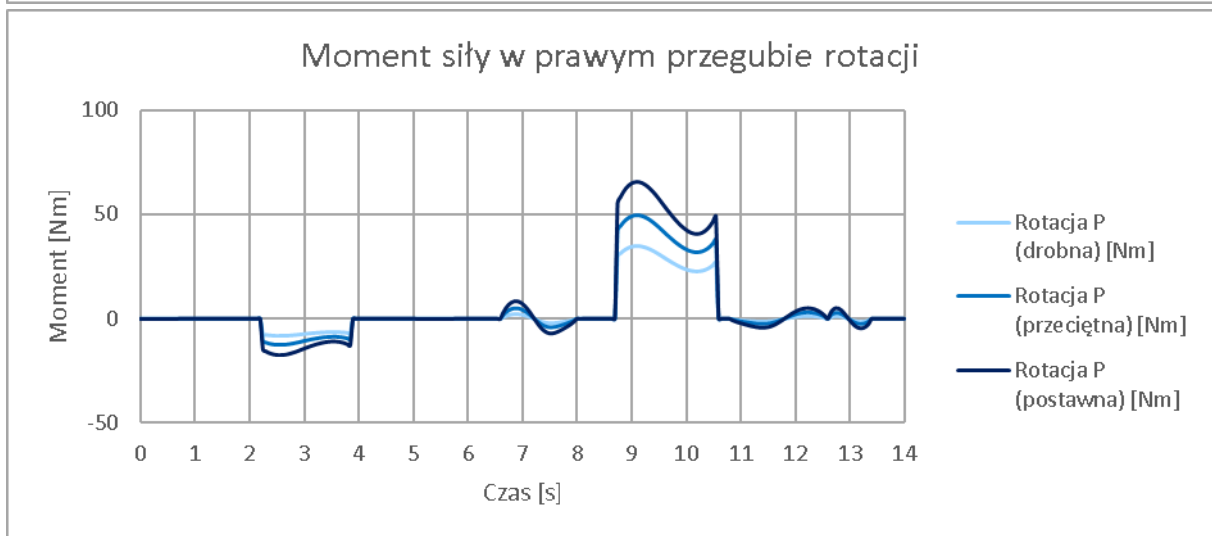
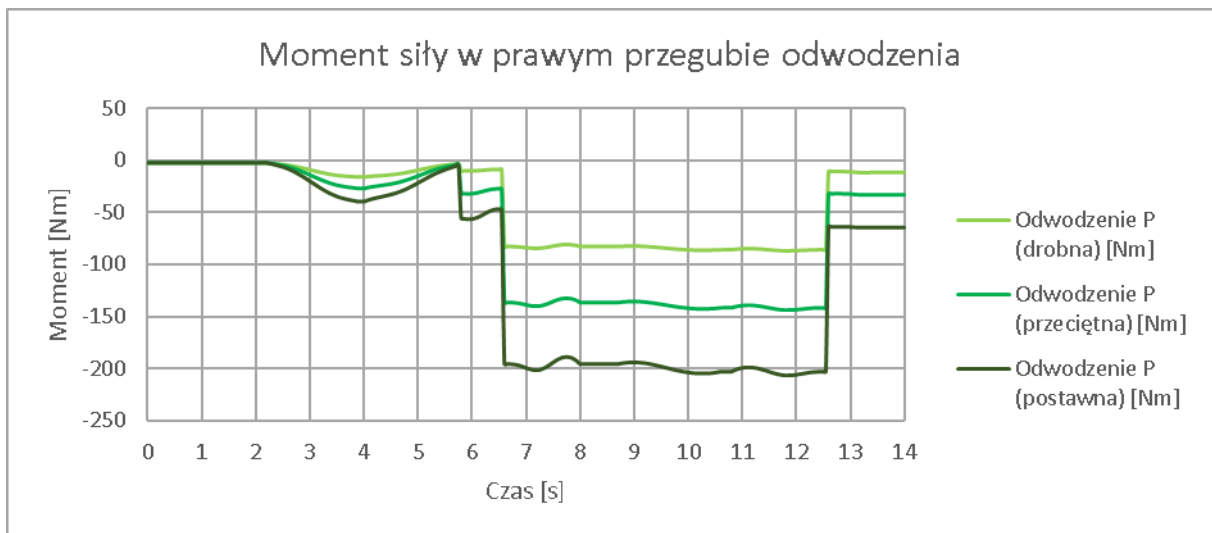
Nr	Fizjonomia	Masa [kg]	Wzrost [m]
1	Drobna	50	1,50
2	Przeciętna	75	1,75
3	Postawna	100	1,95

6.5 Wyniki badań symulacyjnych

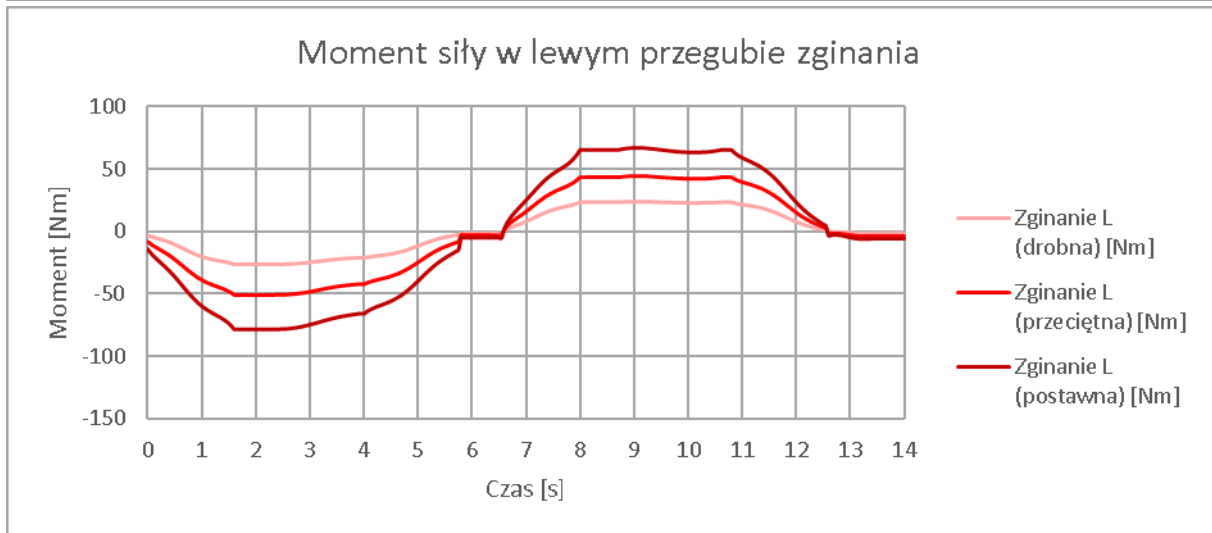
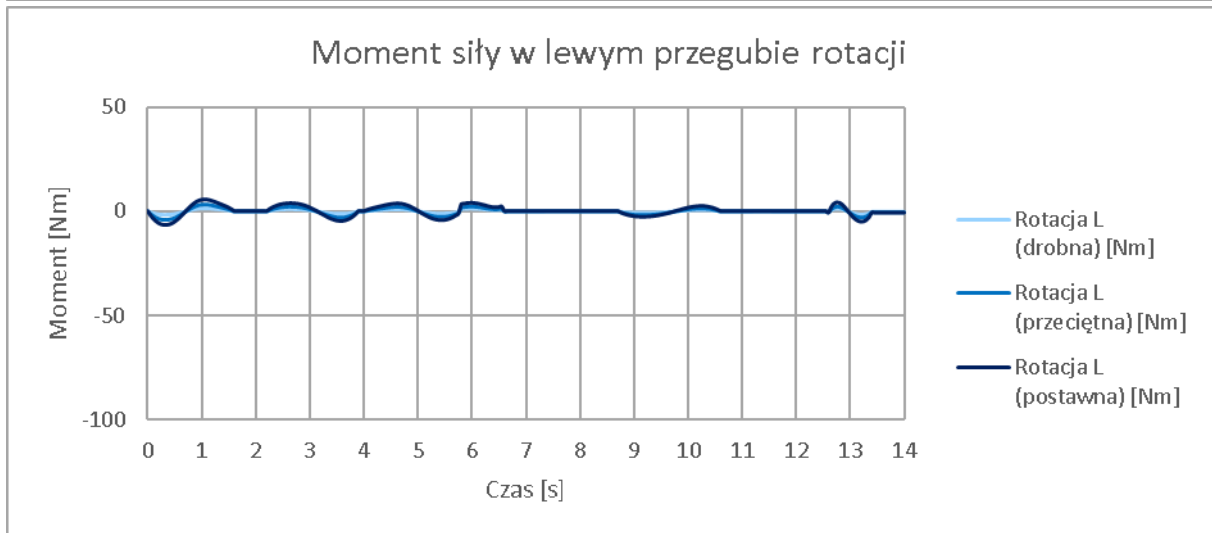
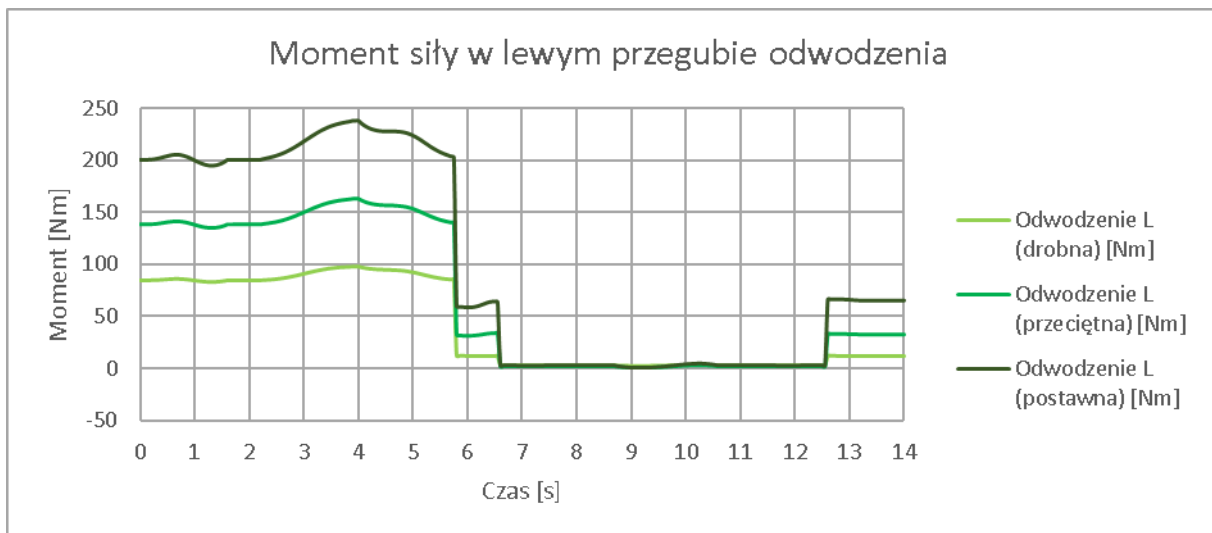
Wynikami badań symulacyjnych ruchu skrętu o niewielkim promieniu są przebiegi czasowe prędkości kątowej, wartości momentów oraz mocy w węzłach przywodzenia/odwodzenia, rotacji biodrowej wewnętrznej/zewnętrznej i prostowania/zginania orzezy pomiarowej. Wykresy przedstawiono na rysunkach 6.7 – 6.10. Na wykresach momentów i mocy umieszczone są trzy przebiegi odpowiadające fizjonomiom o parametrach podanych w tabeli 6.2. Zamieszczono przebiegi mocy dla przegubów, które wykonywały ruch. W przegubach zablokowanych moc była zerowa podczas całej sekwencji ruchu. Wyniki symulacji w formie numerycznej znajdują się w Załączniku 5.



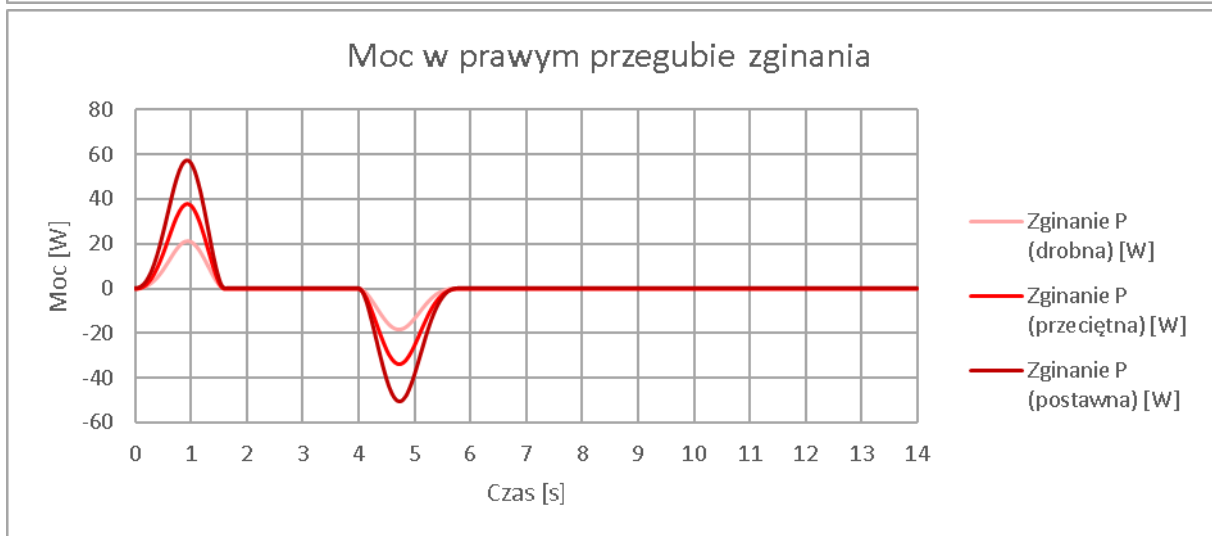
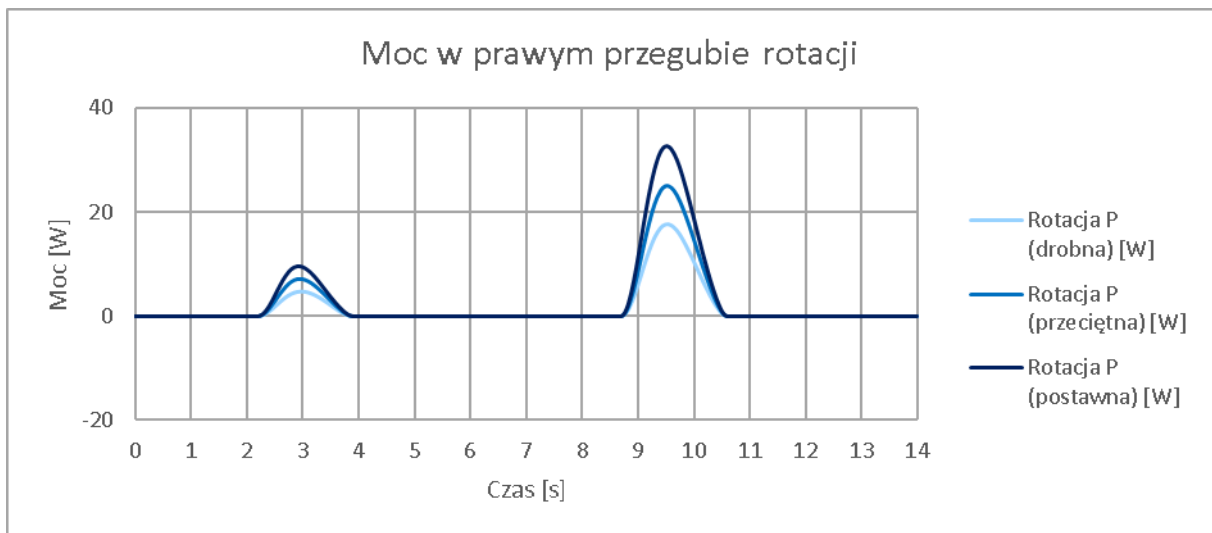
Rysunek 6.7 – Symulowane prędkości kątowe przegubów orzezy (takie same dla fizjonomii drobnej, przeciętnej i postawnej). P i L – kończyna prawa i lewa.



Rysunek 6.8 – Symulowane momenty sił w przegubach prawej części ortezy dla trzech fizjonomii.
P – kończyna prawa.



Rysunek 6.9 – Symulowane momenty sił w przegubach lewej części orczyki dla trzech fizjonomii.
L – kończyna lewa.



Rysunek 6.10 – Symulowane moce w ruchomych przegubach ortozy dla trzech fizjonomii. P i L – kończyna prawa i lewa.

6.6 Analiza i dyskusja wyników

Obliczone w ramach symulacji przebiegi momentów sił i mocy są zależne od wprowadzonych danych wejściowych: wzrostu i masy człowieka oraz trajektorii kończyn dolnych. Wymagane jest dodatkowe skonfigurowanie zginania kolan, tak by podeszwy stóp pozostawały równoległe do podłoża, oraz trajektorii kończyn górnych, gdyż nie są one mierzone przez ortezę. Wartości zwracane przez model symulacyjny są zbliżone do obciążeń, jakie towarzyszą ruchowi skrętu o niewielkim promieniu, wykonywanemu przez człowieka o wskazanych masie i wzroście, używającego oręczy pomiarowej.

Ruch modelu jest zbliżony do antropomorficznego, acz nie w pełni naturalny – widoczna jest sekwencja kolejnych obrotów członów kończyn dolnych, w szczególności na rysunkach 6.6 i 6.7. Wynika to głównie z realizacji bezpiecznego ruchu, w którym osoba wykonująca ruch skrętu o małym promieniu w dowolnej chwili ma przynajmniej trzy niewspółliniowe punkty podparcia, zapewniające stabilność. Dzięki temu na przebiegach czasowych można też łatwo odróżnić kolejne stadia ruchów. Pomimo nieskomplikowanych profili prędkości kątowej członów, przebiegi momentów sił obciążających przeguby na rysunkach 6.8 i 6.9 nie mają trywialnych kształtów. Wykonanie ich obliczeń za pomocą analitycznych metod jest możliwe, ale byłoby to zadanie czasochłonne i podatne na pomyłki. Zastosowanie modelu symulacyjnego wymaga pewnych przygotowań, jednak umożliwia wykonywanie wielu symulacji z różnymi parametrami, pozwalając na lepszy ogląd sytuacji i dogodne zmienianie warunków. Ta elastyczność może okazać się szczególnie przydatna w procesie projektowania przyszłego modułu skrętu przeznaczonego dla robota ortotycznego.

Na rezultaty symulacji nie propaguje się wprost niepewność pomiaru trajektorii odcinka udowego kończyny dolnej za pomocą ortezy pomiarowej. Wprowadzone trajektorie są opracowane na podstawie kluczowych wartości z kilkudziesięciu pomiarów, dlatego symulacja nie odzwierciedla żadnej pojedynczej zmierzonej sekwencji ruchów. Odstępstwa między wynikami symulacji a rzeczywistymi obciążeniami mogą wynikać w dużej mierze z uproszczeń modelu (takich jak przybliżanie ciała człowieka szesnastoma bryłami sztywnymi) i zależności, na jakich opiera się jego parametryzacja – równań opisujących cechy parametrów członów na podstawie masy i wzrostu. Ze względu na brak danych o niepewnościach tych wartości, wyniki symulacji muszą być traktowane jako aproksymacja.

We wszystkich trzech przypadkach rozpatrywanych fizjonomii zadane trajektorie zależności kątów orientacji członów od czasu (rysunek 6.6) są takie same. Przebiegi prędkości kątowej członów w czasie (przedstawione na rysunku 6.7) są zatem również takie same, gdyż stanowią pochodną przebiegów zmian kątów orientacji. Prędkości kątowe osiągają wartości kilkudziesięciu stopni na sekundę. Prędkość kątowa zginania jest największa i przekracza $80^\circ/\text{sekundę}$ w przypadku lewej kończyny dolnej, podczas gdy prostowanie jest nieco powolniejsze, a jego prędkość kątowa dochodzi do wartości bezwzględnej $70^\circ/\text{sekundę}$ dla prawej kończyny dolnej. Prędkość kątowa rotacji zewnętrznej to maksymalnie co do modułu niemal $40^\circ/\text{sekundę}$, a wewnętrznej przekracza $30^\circ/\text{sekundę}$. Ruch rotacji zewnętrznej jest szybszy, bowiem zmienia się orientacja jedynie kończyny dolnej. Przy ruchu rotacji wewnętrznej rotowany jest także cały tułów. Pozostałe przeguby: przywodzenia/odwodzenia obu kończyn dolnych i rotacji biodrowej lewej kończyny dolnej są nieruchome, dlatego ich prędkość kątowa wynosi $0^\circ/\text{sekundę}$ w całej sekwencji ruchu.

Na wykresie momentu siły odwodzenia w prawym przegubie (rysunek 6.8) początkowo wartości są małe, podnoszona prawa kończyna dolna nie obciąża bowiem przegubu, poruszając się w pionowej płaszczyźnie zawierającej oś jego działania. Wartości nie są dokładnie zerowe, gdyż orteza pomiarowa wprowadza asymetryczne obciążenie przegubu – jej człony bardziej obciążają kończynę po zewnętrznej stronie. Widoczna zmiana wartości momentu w czasie 2,2-3,8 s jest skutkiem rotacji zewnętrznej kończyny dolnej, powodując oddalenie prawej kończyny dolnej od osi przegubu. Kończyna następnie jest prostowana i odstawiana na podłoże, co powoduje skokową zmianę obciążenia w czasie 5,8 s. Kolejne skokowe zwiększenie obciążenia co do modułu następuje, gdy lewa kończyna dolna jest podniesiona w czasie 6,6 s i ciężar ciała opiera się jedynie na prawej kończynie dolnej. Na koniec ruchu, od 12,6 s gdy na podłożu postawione są obie kończyny dolne, prawy przegub przenosi niemal dokładnie taki sam moment jak lewy. Można zauważyć, że moment obciążający przegub w czasie 5,8-6,6 s jest ponad dwa razy mniejszy niż w czasie 6,6-12,6 s. Wynika to głównie z przenoszenia obciążeń związanych z podpieraniem nie tylko części ciała powyżej pasa, ale i całej przeciwnej kończyny dolnej, gdy oparcie stanowi tylko jedna z kończyn dolnych.

Przebieg momentu siły odwodzenia w lewym przegubie (rysunek 6.9) zaczyna się od wysokiej wartości, gdyż prawa kończyna dolna jest podnoszona i całe ciało jest podpierane przez lewą kończynę. Wartość momentu spada w czasie 5,8 s, gdy prawa kończyna dolna zostaje postawiona na podłożu i ciało jest podpierane przez obie kończyny dolne do czasu 6,6 s. Po

podniesieniu lewej kończyny dolnej moment spada do niewielkiej wartości. Wartość momentu nie waha się jak w przypadku prawej kończyny, bowiem lewa nie jest rotowana względem tułowia, a wraz z nim. Po postawieniu lewej kończyny dolnej na podłożu w czasie 12,6 s, przenoszony moment niemal dokładnie wyrównuje się z momentem przenoszonym przez prawy przegub zginania. Momenty odwodzenia lewej i prawej kończyny dolnej nie zrównują się dokładnie, gdyż jeszcze wykonywany jest ruch przestawiania kuli, zaburzający symetrię.

Wykres momentu siły rotacji w prawym przegubie biodrowym (rysunek 6.8) ma przebieg zbliżony do stałego równego zero aż do początku rotacji zewnętrznej prawej kończyny dolnej w czasie 2,2 s. Jego wartość raptownie rośnie do wywołania ruchu kończyny, a w czasie jego trwania ma przebieg sinusoidalny, wymagany do uzyskania zadanej trajektorii. Do zatrzymania ruchu rotacji nie jest konieczne przyłożenie momentu hamującego, wystarcza jego spadek. W czasie 3,9- 6,6 s moment jest ponownie prawie równy zero. W czasie 8,7 s następuje największy pik. Przyłożenie dużego momentu jest konieczne do wywołania ruchu rotacji niemal całego tułowia względem postawionej na podłożu prawej kończyny dolnej. Podobnie jak poprzednio, moment zmienia się sinusoidalnie w czasie trwania ruchu. Po zrotowaniu tułowia moment jest redukowany prawie do zera w czasie 10,6 s. Przed i po ruchu rotacji wewnętrznej widoczne są wahnięcia momentu o sinusoidalnym kształcie, związane z reakcjami zginania i prostowania lewej kończyny dolnej. Zginanie i prostowanie prawej kończyny dolnej nie wywołało tak znaczącego efektu, gdyż ten ruch odbywał się w płaszczyźnie zawierającej oś obrotu prawej rotacji biodrowej. Lekkie drgania momentu nieco wcześniej i później są natomiast skutkiem ruchu rąk, przy czym reakcje na ruch lewej kończyny górnej jest bardziej wyartykułowana.

Wykres momentu siły rotacji w lewym przegubie biodrowym (rysunek 6.9) jest przez cały czas zbliżony do zera. Widoczne zmiany wartości są skutkami kompensowania reakcji na ruchy innych przegubów.

Na wykresie momentu siły zginania w prawym przegubie biodrowym (rysunek 6.8) moment początkowo rośnie do czasu 1,6 s, gdy kończyna jest zginana. Po chwili utrzymywania zgiętej kończyny, w czasie 4,0 s następuje zmniejszenie momentu i jej wyprostowanie. W czasie 5,8 s następuje skok momentu, kiedy zrotowana prawa kończyna dolna opiera się na podłożu. Moment jest w przybliżeniu stały do czasu 6,6 s. W chwili rozpoczęcia podnoszenia lewej kończyny dolnej następuje znaczny pik momentu – całe ciało jest bowiem utrzymywane wtedy na prawej kończynie dolnej, a rzut pionowy środka masy jest początkowo daleko za osią obrotu.

Moment zmniejsza się do czasu 8,0 s, kiedy kończy się zginanie lewej kończyny dolnej, i jest w przybliżeniu stały do rozpoczęcia rotacji wewnętrznej w czasie 8,7 s. Wraz z rotacją niemal całego tułowia rzut pionowy środka masy człowieka zbliża się do osi prawego przegubu zginania i przekracza ją w czasie 9,7 s. Z tego powodu zmienia się znak przykładanego momentu siły. Ruch kończy się w czasie 10,6 s, a od czasu 10,7 s prostowana jest lewa kończyna dolna, wskutek czego moment zbliża się do zera w czasie 12,6 s. Kiedy obie kończyny dolne stanowią oparcie o podłoże, przegub zginania każdej z nich jest obciążony niewielkim ujemnym momentem, potrzebnym do utrzymywania wyprostowanej postawy ciała.

Na wykresie momentu siły zginania w lewym przegubie biodrowym (rysunek 6.9) moment początkowo zwiększa się co do modułu wskutek zginania prawej kończyny dolnej, co powoduje przesuwanie się do przodu środka masy ciała podpartego na lewej kończynie dolnej. Po jej zgięciu w czasie 1,6 s moment ma wartość zbliżoną do stałej, a od czasu 2,2 s jest modulowany wskutek rotacji prawej kończyny dolnej – środek masy podpieranego ciała przesuwa się do tyłu, przez co moment spada. W czasie 4,0 rozpoczynane jest prostowanie lewej kończyny dolnej, przez co moment zbliża się do zera. W czasie 5,8-6,6 s obie kończyny dolne podpierają ciało. Obciążenie momentem prawego i lewego przegubu zginania nie jest wtedy takie samo, gdyż prawa kończyna dolna jest zrotowana, przez co osie przegubów zginania obu kończyn nie są równoległe i rzut pionowy środka masy znajduje się w różnych odległościach od osi. Moment w przegubie zginania lewej kończyny dolnej rośnie, kiedy kończyna jest zginana w czasie 6,6-8,0 s. Podczas rotacji wewnętrznej w czasie 8,7-10,6 s wartość momentu zginania lewej kończyny dolnej jest zbliżona do stałej, choć widoczne jest wahanie kompensujące rotację kończyny wraz z całym tułowiem. W czasie 10,8-12,6 s następuje zmniejszenie momentu i kończyna dolna jest prostowana. Pod koniec sekwencji ruchów obciążenie momentem jest bardzo bliskie wartości dla prawego przegubu zginania.

Największe obciążenie momentem siły występuje w prawym przegubie odwodzenia podczas podnoszenia lewej kończyny dolnej, kiedy masa całego ciała jest podtrzymywana przez zrotowaną prawą kończynę dolną. Wymagane jest nawet 200 Nm w przypadku fizjonomii postawnej. Wartość jest zbliżona do wymaganej podczas cyklu chodu. W przegubie rotacji największe obciążenie momentem występuje podczas wykonywania rotacji wewnętrznej tułowia i dla postawnej fizjonomii osiąga niemal 65 Nm. Prawy przegub rotacji musi wówczas spowodować obrót całego tułowia wraz z kończynami górnymi i lewą kończyną dolną względem opartej o podłoże prawej kończyny dolnej. Obciążenie wynika zarówno z nacisków

na przegub, jak i masowych momentów bezwładności poruszanych członów. Lewy przegub rotacji jest mało obciążony momentem podczas całej sekwencji ruchu skrętu. W obu przegubach zginania duże obciążenia momentem występują, gdy całe ciało jest podpierane na pojedynczej kończynie dolnej, a także podczas stosunkowo szybkiego ruchu podnoszenia kończyn dolnych. Prawy przegub jest nieco bardziej obciążony, pik osiąga bowiem ponad 100 Nm dla fizjonomii postawnej, podczas gdy w lewym przegubie największa co do modułu wartość to niemal 80 Nm.

Wykresy mocy napędowej (rysunek 6.10) mają znacznie mniej złożony kształt od przebiegów momentów sił, bowiem wartości są różne od zera wyłącznie, kiedy różna od zera jest prędkość obrotowa przegubów. W przegubach przywodzenia/odwodzenia obu kończyn dolnych oraz rotacji biodrowej lewej kończyny dolnej moc jest zerowa, gdyż ich prędkość obrotowa była równa zero w czasie całej sekwencji ruchu. W przypadku rotacji biodrowej moc jest dodatnia przy rotacji zewnętrznej w czasie 2,2-3,9 s i przy rotacji wewnętrznej w czasie 8,7-10,6 s, a maksimum przekracza 30 W dla fizjonomii postawnej. Dla prawego i lewego przegubu prostowania/zginania moc jest dodatnia przy zginaniu kończyny dolnej, odpowiednio w czasie 0-1,6 s i 6,6-8,0 s, i ujemna przy prostowaniu, odpowiednio w czasie 4,0-5,8 s i 10,8-12,6 s. Wskazuje to na możliwość odzyskiwania energii podczas opuszczania kończyny. Maksimum wynosi 80 W dla lewego przegubu przy rozważanej fizjonomii postawnej.

Wymagane momenty sił oraz moce napędowe są większe dla postawniejszej fizjonomii. Jest to efekt zwiększenia nie tylko masy, ale i masowych momentów bezwładności (wskutek nie tylko wzrostu masy, ale i większych wymiarów członów) oraz momentów tarcia (z uwagi na zwiększenie nacisków). Średnie różnice między obciążeniami odmiennych fizjonomii zawarto w tabeli 6.3. Przedstawione momenty i moce odniesiono do fizjonomii przeciętnej. Dla przywodzenia/odwodzenia oraz prostowania/zginania względne różnice są zbliżone – obciążenia to nieco poniżej 60% dla fizjonomii drobnej i niemal 150% dla fizjonomii postawnej w porównaniu ze 100% dla fizjonomii przeciętnej. Dla rotacji wewnętrznej/zewnętrznej różnice są nieco mniejsze i względnie wynoszą około 70% dla fizjonomii drobnej i około 130% dla fizjonomii postawnej.

Tabela 6.3 – Średnie obciążenia względne przegubów.

Przegub (prawy)	Parametr	Średnie obciążenie względne		
		Fizjonomia drobna	Fizjonomia przeciętna	Fizjonomia postawna
Przywodzenia/odwodzenia	Moment	59%	100%	147%
	Moc	–	–	–
Rotacji wewnętrznej/zewnętrznej	Moment	68%	100%	134%
	Moc	70%	100%	130%
Prostowania/zginania	Moment	57%	100%	148%
	Moc	54%	100%	152%

Przedstawione przebiegi nie wyczerpują danych, jakie można pozyskać z symulacji z wykorzystaniem parametrycznego modelu ciała człowieka w ortezie pomiarowej. Możliwa jest analiza między innymi sił i momentów reakcji w węzłach, sił i momentów o charakterze tarciovym, poboru energii w przegubach napędzanych i innych wartości, których nawet szacunkowa znajomość będzie przydatna podczas projektowania modułu skrętu przeznaczonego do robota ortotycznego.

6.7 Wytyczne związane z opracowywaniem modułu skrętu robota ortotycznego

Przeprowadzone badania ruchu skrętu o niewielkim promieniu pozwoliły przedstawić wytyczne związane z opracowywaniem modułu skrętu przeznaczonego do robota ortotycznego obejmującego kończyny dolne.

Kinematyka ortezy pomiarowej sprawdziła się. Z tego powodu układ z przegubami przywodzenia/odwodzenia w tylnej części pasa biodrowego i zakrzywionymi prowadnicami w części bocznej jest rekomendowany. Taka konfiguracja przestrzenna pozwala na realizowanie ruchu złożonego kończyny dolnej w stawie biodrowym z jedynie niewielkimi niepożądanymi przesunięciami liniowymi.

Do wykonywania ruchu skrętu z podparciem w postaci kul nie była wymagana ruchomość przywodzenia/odwodzenia stawu biodrowego. Dzięki temu planowany moduł skrętu nie wymaga takich przegubów, co pozwala zredukować skomplikowanie, masę czy pobór energii urządzenia. Włączenie do systemu przegubów przywodzenia/odwodzenia może być korzystne, jeśli robot ortotyczny ma w przyszłości umożliwiać kroczenie i inne ruchy bez podparcia kulami. Napędzany ruch tych przegubów może bowiem posłużyć do balansowania środkiem masy i przesuwania go nad kończynę stanowiącą podparcie zarówno podczas kroczenia, jak i wykonywania ruchu skrętu o niewielkim promieniu. Wymagany podczas ruchu skrętu

moment napędowy może być znacznie zredukowany poprzez zastosowanie hamulców, blokujących przeguby w spoczynku.

Ruchomość rotacji biodrowej była kluczowa przy wykonywaniu ruchu skrętu. Wykorzystywany był zakres pozwalający rotować kończynę dolną zewnętrznie o kąt kilkudziesięciu stopni, natomiast zakres rotacji wewnętrznej nie był używany. W związku z tym postulowane jest wyposażenie planowanego modułu skrętu w duży zakres rotacji zewnętrznej, większy niż w orzezie pomiarowej o 5 do 10°. Pozwoli to wykonywać skręt o większy kąt podczas pojedynczej sekwencji ruchów. Rozszerzenie zakresu rotacji zewnętrznej może nastąpić nawet kosztem redukcji zakresu rotacji wewnętrznej, który nie jest wykorzystywany podczas typowych ruchów kroczenia ani skręcania. Takie rozwiązanie może zaowocować lżejszą i bardziej kompaktową konstrukcją urządzenia oraz ułatwić zakładanie i zdejmowanie go przez użytkownika. Przegub rotacji wymaga napędu zarówno przy rotacji wewnętrznej, jak i zewnętrznej, kończyna dolna nie jest poruszana pod wpływem sił ciężkości. Korzystne może być zatem zastosowanie napędu z przekładnią samohamowną, dzięki czemu nie będzie konieczne dodatkowe blokowanie zatrzymanego przegubu.

Ruchy zginania i prostowania biodrowego były potrzebne do kolejnego unoszenia obu kończyn dolnych w sekwencji ruchu skrętu. Podstawowe parametry ruchu nie przekraczały typowych występujących podczas kroczenia. Z tego powodu napędy zginania, zarówno biodrowego, jak i kolanowego, prawdopodobnie nie będą wymagały modyfikacji podczas rozwijania robota ortotycznego o możliwość wykonywania ruchu skrętu o niewielkim promieniu. Wymagania dla tych napędów w robotach ortotycznych w przeważającej mierze będą bowiem związane z koniecznością realizowania innych ruchów, zwłaszcza szczególnie obciążającego ruchu wstawania z pozycji siedzącej.

Możliwe wydaje się opracowanie modułu skrętu o znacznym stopniu uniwersalności, przeznaczonego do grupy robotów ortotycznych wyposażonych w napędy kończyn dolnych w płaszczyźnie strzałkowej. Taki moduł skrętu mógłby być umieszczany pomiędzy odpowiednio zmodyfikowanym pasem biodrowym a łącznikami udowymi istniejącego egzoszkieletu o mniejszej ruchomości. Główny mechanizm modułu skrętu mógłby dzięki temu być niezmienny, a jego montaż w różnych robotach ortotycznych byłby umożliwiony dzięki adapterom dostosowanym do konkretnych urządzeń.

W przypadku realizacji projektu modułu skrętu wyposażonego w napęd, korzystne będzie rozwinięcie modelu symulacyjnego, tak by uwzględniał jego charakterystykę. Pozwoli to na wprowadzenie do modelu parametrów napędów, dzięki czemu bliżej odtworzona będzie między innymi zależność prędkości obrotowej i momentu napędowego jednostki. Tak rozwinięta symulacja umożliwi zarówno dobór korzystnego napędu spośród dostępnych, jak i modyfikację zadanych trajektorii ruchu kończyn dolnych pod kątem uzyskania możliwie wysokiej sprawności i niskiego zużycia energii. Możliwość obserwowania efektów na wynikach symulacji z pewnością ułatwi pracę, zwłaszcza przy rozważaniu bardziej złożonych zespołów napędowych, na przykład oferujących zmienne przełożenie.

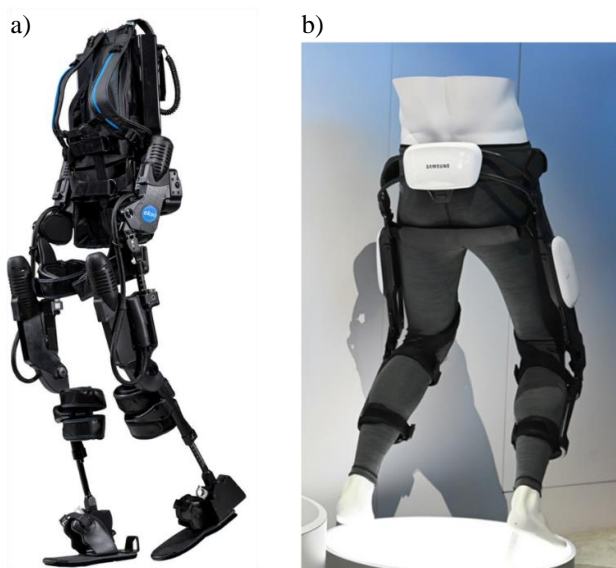
Momenty napędowe oraz moc mogą być dalej dostosowane do charakterystyk napędów poprzez zmiany trajektorii ruchu. Zadawanie powolniejszej realizacji ruchów zredukuje obciążenia związane z masowymi momentami bezwładności, jednak nie wpłynie na momenty tarcia. Podczas gdy moment wymagany do pokonania momentów tarcia nie spadnie, to potrzebna moc będzie jednak mniejsza z powodu redukcji prędkości kątowej. Trajektorie ruchów można dalej modyfikować, poszukując kompromisu łączącego zbliżony do naturalnego ruch z bezpieczeństwem i właściwościami przyszłego aktywnego systemu skrętu. Zapewnianie odmiennych trajektorii zginania i prostowania prawej i lewej kończyny dolnej podczas ruchu skrętu nie jest niezbędne. Sterowanie można dzięki temu uprościć, podnosząc i opuszczając obie kończyny dolne w taki sam sposób.

Należy wskazać, że wyniki symulacji na tym etapie nie są jeszcze wartościami, które powinien osiągać przyszły robot ortotyczny. Urządzenie to, odmiennie niż orteza pomiarowa, będzie wyposażone w napędy i prawdopodobnie jego człony będą cięższe oraz obarczone większymi masowymi momentami bezwładności. Do postawienia wymagań konieczne będzie zatem przeprowadzenie symulacji wykorzystującej trajektorie ruchu kończyn dolnych podczas realizacji skrętu o niewielkim promieniu, ale z odwzorowaniem członów projektowanego egzoszkieletu z odpowiednimi parametrami. Korzystnym rozwiązaniem będą działania iteracyjne z wykorzystaniem opracowanej metodyki. Sugerowane jest przeprowadzanie symulacji uwzględniających zróżnicowanie ludzkich cech i zapewniających odpowiednie marginesy bezpieczeństwa. Model symulacyjny stanowi tu zatem narzędzie, które może być dalej dostosowane tak, by przystawało do realizowanego celu.

7 Podsumowanie

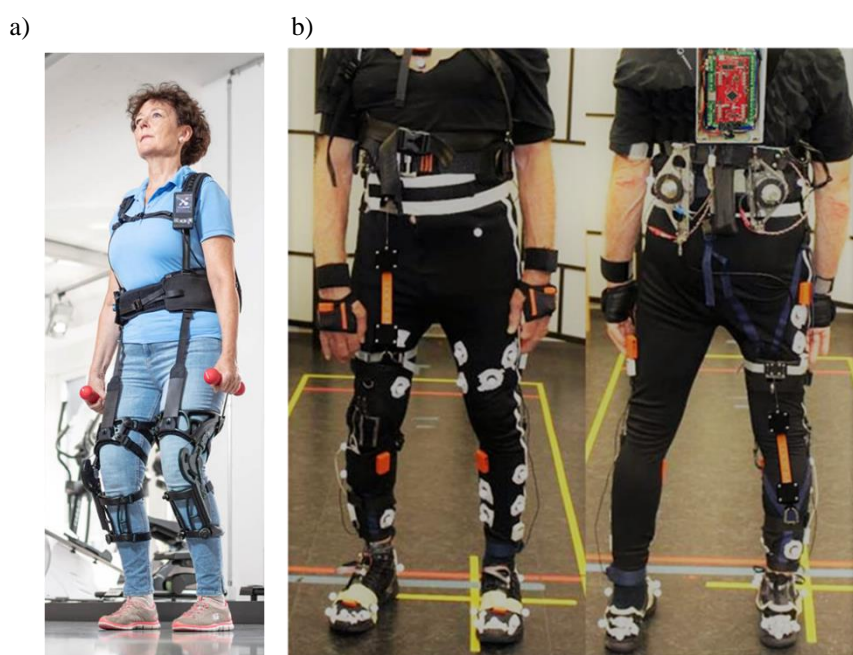
7.1 Rozwój egzoskieletów i robotów ortotycznych w trakcie pisania pracy

Podczas pisania pracy dziedzina nauki związana z egzoskieletami i robotami ortotycznymi była rozwijana na wielu polach. Pojawiły się wersje rozwojowe istniejących urządzeń, a także zupełnie nowe konstrukcje. Uważana za jedną z wiodących firm oferujących komercyjne rehabilitacyjne roboty ortotyczne Exo Bionics zaprezentowała konstrukcję Ekso NR, rozwinięcie Ekso GT o takiej samej kinematyce, w którym najbardziej widoczną różnicą jest nowy interfejs systemu sterowania z wyświetlaczem dotykowym [95]. Na rynku pojawiły się nowo powstałe urządzenia przeznaczone dla niepełnosprawnych, takie jak GEMS Samsunga [36], SuitX firmy Phoenix [120] czy E-Helper produkowany przez firmę Zarya [98]. Równolegle powstawały także konstrukcje wspomagające chód przeznaczone do badań naukowych – wśród nich znalazły się TWIICE i Autonomy ze szwajcarskiej École Polytechnique Fédérale de Lausanne [52, 66], HEXAR Exoskeleton Assistive Robot z Uniwersytetu Hanyang w Korei [33] czy AIDER z Uniwersytetu Nauk Elektronicznych i Technologii Chin [77]. W porównaniu z urządzeniami ujętymi w początkowym przeglądzie, nowsze odmiany mają podobną ruchomość, jednak oferują dłuższy czas działania, szersze możliwości diagnostyczne i udoskonalone interfejsy użytkownika. Co warto wskazać, wszystkie wymienione tu urządzenia są wyposażone w napędy ruchu stawów biodrowych i kolanowych w płaszczyźnie strzałkowej. Niektóre konstrukcje mają także napędy przywodzenia/odwodzenia stawu biodrowego, jednak żaden nie zapewnia wspomaganą wewnętrzną/zewnętrzną rotację biodrową.



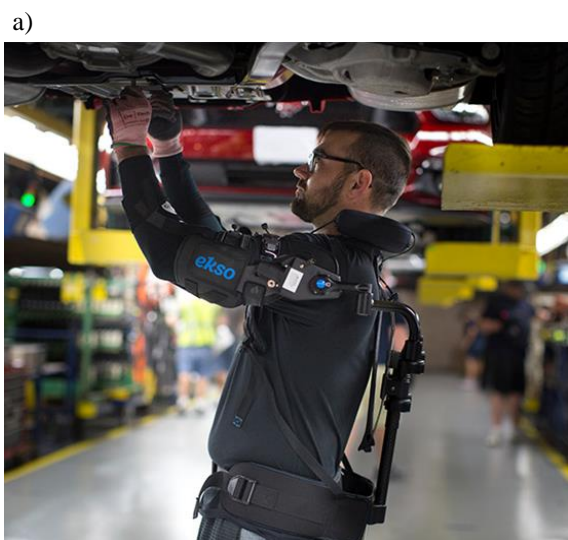
Rysunek 7.1 – Niektóre z najnowszych egzoskieletów kończyn dolnych: a) Ekso NR [95], b) GEMS [131].

Zauważalnym nowym kierunkiem rozwoju jest większa liczba konstrukcji „miękkich”, to jest pozbawionych sztywnej ramy. W takich egzoszkieletech napędy są przypinane do ciała człowieka, a siły są najczęściej przekazywane do dalszych części ciała za pomocą cięgien. Ostożę i przegubami są zatem kości i stawy człowieka. Rozwiązanie takie pozwala zredukować masę urządzenia dzięki ograniczeniu liczby komponentów takich jak łączniki, jednak powoduje większe obciążenie ciała człowieka. Do wspomnianych kombinezonów tego rodzaju należą komercyjny MyoSuit firmy MyoSwiss AG [21] i doświadczalny XoSoft opracowany w Istituto Italiano di Tecnologia [48].



Rysunek 7.2 – „Miękkie” kombinezony a) MyoSuit [116] i b) XoSoft [48].

Widoczny jest także trend wprowadzania konstrukcji egzoszkieleców dla pracowników wykonujących manualne prace. Monterzy na liniach produkcyjnych zakładów BMW, Ford, Honda, Nissan, Toyota czy Volkswagen już wykorzystują egzoszkielety przy wykonywaniu swoich zadań [20]. Cały czas prowadzone są prace nad wojskowymi egzoszkieleciami, takimi jak amerykański Onyx firmy Lockheed Martin [79] albo rosyjski pasywny Ratnik opracowany przez państwowy Centralny Instytut Badawczy Budowy Maszyn [115], można jednak przypuszczać, że najciekawsze innowacje na tym polu zastosowań są niejawne. Medyczne roboty ortotyczne są także coraz powszechniej wykorzystywane przy leczeniu i rehabilitacji [26] oraz do wsparcia starszych osób [29].



Rysunek 7.3 – a) Egzoszkielet kończyn górnych EksoVest używany w fabryce Forda [95] i b) wojskowy pasywny egzoszkielet Ratnik używany przez saperów operującego robotem Uran-6 [101].

Liczba nowych urządzeń wskazuje na prężny rozwój dziedziny. Większość nowych konstrukcji nie oferuje jednak możliwości skrętu z zastosowaniem dodatkowych ruchów napędzanych poza płaszczyznę strzałkową, co wskazuje na to, że tematyka rozważana w niniejszej pracy jest aktualna i pozwala wprowadzić wkład do dyscypliny naukowej. W śledzeniu dynamicznie rozwijającej się sytuacji pomagają regularnie publikowane przeglądy dotyczące nowych i rozwijanych konstrukcji [55, 56, 59, 60, 69].

7.2 Wkład do rozwoju dyscypliny naukowej

Przeprowadzone w ramach pracy doktorskiej działania pozwoliły opracować metodykę badań wybranych parametrów opisujących ruch złożony kończyny dolnej. Skupiono się na pomiarach i symulacjach ruchu skrętu o niewielkim promieniu. Na podstawie analizy wyników możliwe było przedstawienie wniosków oraz wskazanie wytycznych związanych z rozbudową robotów ortotycznych o moduł skrętu.

Najistotniejszy wkład do dyscypliny naukowej to:

- Przeprowadzone badania doświadczalne ruchu złożonego kończyny dolnej człowieka podczas wykonywania ruchu skrętu o niewielkim promieniu, wykorzystujące stanowisko pomiarowe oraz model symulacyjny, a także ich analiza, dające możliwość wykorzystania metodyki do dalszych badań ruchu;
- Szczegółowa analiza kinematyki licznych egzoszkieletów i robotów ortotycznych obejmujących kończyny dolne, umożliwiająca ukierunkowanie rozwoju zagadnienia wspomagania ruchu człowieka w aspekcie projektowania tego typu systemów;

- Opracowany model parametryczny ciała człowieka w środowisku MSC Adams, umożliwiający przeprowadzenie komputerowych symulacji wybranego ruchu, w tym ruchu skrętu, pozwalający na uzyskanie wartości wybranych parametrów dynamicznych;
- Opracowane stanowisko badawcze w postaci ortezy pomiarowej, umożliwiającej pełną ruchomość stawów biodrowych i blokowanie lub ograniczanie ich wybranych stopni swobody, pozwalające na przeprowadzenie badań trajektorii ruchu odcinka udowego kończyny dolnej;
- Otrzymane podczas realizacji pracy badawczej wnioski i wytyczne, umożliwiające rozwijanie i rozbudowę robotów ortotycznych obejmujących kończyny dolne w aspekcie modułu skrętu.

7.3 Planowane dalsze prace

Metodyka opracowana w ramach pracy została wykorzystana do badań związanych ze skrętem, gdyż ten rodzaj ruchu stanowił główny obszar zainteresowania. To jednak nie wyczerpuje możliwości pomiarowych metodyki, która może posłużyć do dalszych prac badawczych. Nie bez znaczenia jest też nabrane doświadczenie, które może zostać wykorzystane przy wykonywaniu kolejnych prac.

Już teraz metodyka badań może posłużyć do pomiarów związanych z innymi ruchami kończyn dolnych, w których wykonywany jest ruch złożony w stawie biodrowym. Warto tu skupić się na ruchach, które jeszcze nie były obszarem zainteresowania szerszych badań naukowych, a które wykonywane są na co dzień przez liczne osoby, dzięki czemu mogłyby zostać odtworzone przez roboty ortotyczne wspomagające niepełnosprawnych. Przykładem takich ruchów może być krok dostawny w bok, wykonywany w celu ominięcia przeszkody albo pokonania wąskiego przejścia, ruch rotacji wykonywany podczas siedzenia na krześle biurowym by je obrócić albo ruch złożony przy siadaniu na siedzisku skierowanym w bok, tak jak w samochodzie albo tramwaju. Badania ruchu skrętu również warto kontynuować, korzystnie badając większą liczbę osób. Dodatkową możliwością stanowią pomiary ruchu przy świadomie wprowadzanych błędach, takich jak nieodpowiednie dla użytkownika ustawienie członów justowanych czy przypięcie całego urządzenia. Takie pomiary mogłyby pomóc w kwalifikacji tego, jak dokładnie musi być dobrane położenie osi urządzenia współpracującego z człowiekiem.

Dalsza rozbudowa obecnego stanowiska badawczego może objąć zwiększenie liczby przetworników pomiarowych, tak by możliwy był pomiar kątów stawów kolanowych, a po rozbudowaniu konstrukcji o dodatkowe łączniki stóp także stawów skokowych. Przy rozwoju urządzenia w kierunku dalszych części kończyn dolnych można także rozważyć wprowadzenie czujników nacisku stóp na podłoże. Stosunkowo nieskomplikowane może być zamienienie ortozy pomiarowej w urządzenie bezprzewodowe – w tym celu mikrokontroler Arduino należałoby wyposażyć w akumulatorowe źródło zasilania, a korzystnie byłoby także zaimplementować łączność bezprzewodową. Skutecznym rozwiązaniem wydaje się zastosowanie modułu Bluetooth, który pozwoliłby transmitować wyniki pomiarów do komputera przenośnego lub nawet telefonu komórkowego. Dzięki temu zasięg ortozy nie byłby limitowany długością kabla i możliwe stałyby się pomiary różnych ruchów nie tylko w przestrzeni laboratorium. Już teraz moduł Arduino można połączyć z laptopem przenoszonym przez użytkownika ortozy, co zwiększa jej zasięg. Intrygującym pomysłem na wykorzystanie autonomicznej ortozy pomiarowej jest pomiar ruchów podczas balansowania w środkach komunikacji miejskiej, choć tu wartościowe byłyby także dane z akcelerometrów i żyroskopów, o które również można rozbudować mikrokontroler.

Obiecującą formą badań byłoby przeprowadzenie pomiarów hybrydowych, obejmujących ortezę pomiarową dla kończyn dolnych i dodatkowy system, na przykład optyczny, dla kończyn górnych i innych części ciała nieobjętych przez ortezę. Taka forma pomiarów pozwoli ograniczyć ruchy kończyn dolnych podobnie jak w docelowym egzoszkielecie umożliwiających ruch skrętu o niewielkim promieniu, a równocześnie dostarczy informacji o trajektoriach pozostałych części ciała.

Najodleglejším celem, acz zarazem oferującym największy potencjał rozwoju, jest opracowanie nowego lub rozbudowanie istniejącego robota ortotycznego, tak aby zastosowany był układ kinematyczny odpowiadający ortezie pomiarowej, lecz wyposażony w napędy. Taki układ wykonawczy umożliwiłby implementowanie trajektorii zbadanych ruchów złożonych, a konstruowanie egzoszkieletu byłoby ułatwione dzięki doświadczeniom zebranych przy projektowaniu ortozy pomiarowej oraz potwierdzeniu w rzeczywistości, że kinematyka taka sprawdza się i zapewnia możliwość wykonywania ruchu złożonego w stawie biodrowym.

8 Wykaz wykorzystanych źródeł

Literatura książkowa i publikacje naukowe

1. Ali. H.: Bionic Exoskeleton: History, Development and the Future. IOSR Journal of Mechanical and Civil Engineering, pp. 58-62, 2014.
2. Bagiński K., Jasińska-Choromańska D., Wierciak J.: Modelling and simulation of a system for verticalization and aiding the motion of individuals suffering from paresis of the lower limbs. Bulletin of the Polish Academy of Sciences. Technical Sciences, vol. 61, no. 4, 2013, pp. 919-928.
3. Baldovino R., Jamisola R.: A Survey in the Different Designs and Control Systems of Powered-Exoskeleton for Lower Extremities. Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics, vol. 1, no.4, 2017, pp. 103-115.
4. Biomechanika narządu ruchu człowieka. Red. Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M., Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji, Radom, 2011.
5. Bober T., Zawadzki J.: Biomechanika układu ruchu człowieka. Wyd. II, poprawione. Wydawnictwo BK, Wrocław, 2003.
6. Bock T., Linner T., Ikeda W.: Exoskeleton and Humanoid Robotic Technology in Construction and Built Environment. In: Zeier R., The Future of Humanoid Robots – Research and Applications, InTech, 2012.
7. Chen F., Yu Y., Ge Y., Sun J., Deng X.: A PAWL for Enhancing Strength and Endurance during Walking Using Interaction Force and Dynamical Information. In: Zhang H.: Climbing & Walking Robots, Towards New Applications, Itech Education and Publishing, Wiedeń, 2007, pp.417-428.
8. Contreras-Vidal J., Grossman R.: NeuroRex: A Clinical Neural Interface Roadmap for EEG-based Brain Machine Interfaces to a Lower Body Robotic Exoskeleton. Conference proceedings Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2013, pp.1579-1582.
9. Costa N., Bezdicek M., Brown M., Gray J., Caldwell D.: Joint Motion Control of a Powered Lower Limb Orthosis for Rehabilitation. International Journal of Automation and Computing, 2006, vol. 3, no. 3, pp. 271-281.
10. Diaz I., Gil J., Sanchez E.: Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges. Journal of Robotics, 2011.
11. Diffrient N., Tilley A., Bardaghy J.: Humanscale. MIT Press, Massachusetts, 1974.

12. Dollar A.: Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, no. 1, 2008, pp. 144-158.
13. Elliott G., Sawicki G., Marecki A., Herr H.: The Biomechanics and Energetics of Human Running using an Elastic Knee Exoskeleton. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013.
14. Esquenazi A., Talaty M., Packel A., Saulino M.: The ReWalk Powered Exoskeleton to Restore Ambulatory Function to Individuals with Thoracic-Level Motor-Complete Spinal Cord Injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 91 no. 11, 2012, pp. 911-21.
15. Fischer R.: Motion Capture Process and Systems. In: Jung M., *Motion Capture and Motion Editing*, AK Peters, USA, 2000.
16. Firestone J., Maghan C.: Design and Implementation of the XOS2 Exoskeleton for the United States Military, Swanson School of Engineering, University of Pittsburgh, Pittsburgh 2012.
17. Frumento Ch., Messier E., Montero V.: History and Future of Rehabilitation Robotics. *Praca licencjacka*. Worcester Polytechnic Institute, Worcester, 2010.
18. Gancet J., Ilzkovitz M., Motard E., Nevatia Y., Letier P., De Weerd D., Cheron G., Hoellinger T., Seetharaman K., Petieau M., Ivanenko Y., Molinari M., Pisotta I., Tamburella F., Labini F.S., D'Avella A., van der Kooij H., Wang L., van der Helm F., Wang S., Zanow F., Hauffe R., Thorsteinsson F.: MINDWALKER: Going One Step Further with Assistive Lower Limbs Exoskeleton for SCI Condition Subjects Modeling, Design, and Optimization of Mindwalker Series Elastic Joint. *4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2012, pp. 1794-1800.
19. Grabowski A., Herr H.: Leg exoskeleton reduces the metabolic cost of human hopping. *Journal of Applied Physiology*, vol. 107, no. 3, 2009, pp. 670-678.
20. Grazi L., Trigili E., Proface G., Giovacchini F., Crea S., Vitiello N.: Design and Experimental Evaluation of a Semi-Passive Upper-Limb Exoskeleton for Workers With Motorized Tuning of Assistance. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 28, no. 10, 2020, pp. 2276-2285.
21. Haufe F.L., Schmidt K., Duarte J.E., Wolf P., Riener R., Xiloyannis M.: Activity-based training with the Myosuit: a safety and feasibility study across diverse gait disorders. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 17, 2020.

22. He Y., Nathan K., Venkatakrishnan A., Rovekamp R., Beck C., Ozdemir R., Francisco G.E., Contreras-Vidal J.L.: An Integrated Neuro-Robotic Interface for Stroke Rehabilitation using the NASA X1 Powered Lower Limb Exoskeleton. 36th Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2014, pp. 3985-3988.
23. Herr H.: Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6, no. 21, 2009.
24. Hong Y.W., King Y.J., Yeo W.H., Ting C., Chuah Y., Lee J., Chok, E.: Lower Extremity Exoskeleton: Review and Challenges Surrounding the Technology and its Role in Rehabilitation of Lower Limbs. *Australian Journal of Basic and Applied Sciences*, vol. 7, no. 7, 2013, pp. 520-524.
25. Huang L., Steger J., Kazerooni H.: Hybrid Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). *International Journal of Robotics Research*, vol. 25 no. 5-6, 2006, pp. 561-573.
26. Iandolo R., Marini F., Semprini M., Laffranchi M., Mugnosso M., Cherif A., De Michieli L., Chiappalone M., Zenzeri J.: Perspectives and Challenges in Robotic Neurorehabilitation. *Applied Sciences*, vol. 9, 2019, pp. 3183-3212.
27. Jasińska-Choromańska D., Szykiedans K., Wierciak J., Kołodziej D., Zaczyk M., Bagiński K., Bojarski M., Kabziński B.: Mechatronic system for verticalization and aiding the motion of the disabled. *Bulletin of the Polish Academy of Sciences. Technical Sciences*, vol. 61, no. 2, 2013, pp. 419-431.
28. Kagawa T., Uno Y.: A human interface for stride control on a wearable robot. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2009, pp. 4067-4072.
29. Kapsalyamov A., Jamwal P.K., Hussain S., Ghayesh M. H.: State of the art: Lower limb robotic exoskeletons for elderly assistance. *IEEE Access*, vol. 7, 2019, pp. 95075-95086.
30. Kazerooni H., Herr H.: The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 128, no. 1, 2006, pp.14-25.
31. Kazerooni H.: Exoskeletons for human performance augmentation. In: Siciliano B., Khatib O., *Springer Handbook of Robotics*. Springer-Verlag, Berlin, 2008, pp. 773-793.
32. Kazerooni H.: Exoskeletons for human power augmentation. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2005, pp. 3459-3464.
33. Kim W., Kim H., Lim D., Moon H., Han C.: Design and Kinematic Analysis of the Hanyang Exoskeleton Assistive Robot (HEXAR) for Human Synchronized Motion. In: González-Vargas J., Ibáñez J., Contreras-Vidal J., van der Kooij H., Pons J., *Wearable*

- Robotics: Challenges and Trends. Biosystems & Biorobotics, vol. 16. Springer, Cham, 2017, pp. 275-279.
34. Krut S., Benoit M., Dombre E., Pierrot F.: MoonWalker, a Lower Limb Exoskeleton able to Sustain Bodyweight using a Passive Force Balancer. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2010, pp. 2215-2220.
 35. Kwa H., Noorden J., Missel M., Craig T., Pratt J., Neuhaus P.: Development of the IHMC Mobility Assist Exoskeleton. IEEE International Conference on Robotics and Automation, IEEE ICRA, 2009, pp. 2556-2562.
 36. Lee Y., Lee J., Choi B., Lee M.: Flexible Gait Enhancing Mechatronics System for Lower Limb Assistance (GEMS L-type). IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 24, no. 4, 2019, pp. 1520-1531.
 37. Lenzo B.: Design of Novel Robotic Exoskeletons with Hybrid Actuation for Human Power Assistance. Rozprawa doktorska. Scuola Superiore Sant'Anna, Piza, 2013.
 38. Low K., Liu X., Yu H.: Design and implementation of NTU wearable exoskeleton as an enhancement and assistive device. Applied Bionics and Biomechanics, vol. 3, no. 3, 2006, pp. 209-225.
 39. Marcheschi S., Salsedo F., Fontana M., Bergamasco M.: Body Extender: whole body exoskeleton for human power augmentation. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2011, pp. 611 – 616.
 40. Marecki B.: Anatomia funkcjonalna w zakresie studiów wychowania fizycznego i fizjoterapii. Wyd. czwarte zmienione i poszerzone. Akademia Wychowania Fizycznego w Poznaniu, Poznań, 2004.
 41. Martins M., Santos C., Frizera-Neto A., Ceres R.: Assistive Mobility Devices focusing on Smart Walkers: Classification and Review. Journal of Robotics and Autonomous Systems, vol. 60, no. 4, 2012, pp. 548-562.
 42. Meyen F.: Engineering a Robotic Exoskeleton for Space Suit Simulation. Praca magisterska. Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, 2013.
 43. Mikołajewska E., Mikołajewski D.: Egzoszkielety we współczesnych środowiskach zintegrowanych. Zeszyty naukowe WSOWL, no.4 (162), 2012, pp. 245-253.
 44. Mikołajewska E., Mikołajewski D.: Możliwości wykorzystania egzoszkieletu medycznego jako nowoczesnej formy terapii. Niepełnosprawność – zagadnienia, problemy, rozwiązania, no. IV/2012(5), 2012.

45. Mikołajewska E., Mikołajewski D.: Możliwości wykorzystania robotów pomocniczych i obsługowych w opiece domowej. *Gerontologia Polska*, vol. 19, no. 3-4, 2011, pp. 176–180.
46. Miyoshi T., Hiramatsu K., Yamamoto S., Nakazawa K., Akai M.: Robotic gait trainer in water: Development of an underwater gait-training orthosis, *Disability and Rehabilitation*, vol. 30, no.2, 2008, pp.81-87.
47. Nakamura T., Saito K., Wang Z., Kosuge K.: Realizing a Posture-based Wearable Antigravity Muscles Support System for Lower Extremities. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, Chicago, 2005, pp. 273-276.
48. Natali C.D., Poliero T., Sposito M., Graf E.S., Bauer C., Pauli C., Bottenberg E., Eyto A.D., O’Sullivan L., Hidalgo A.F., Scherly D., Stadler K.S., Caldwell D.G., Ortiz, J.: Design and Evaluation of a Soft Assistive Lower Limb Exoskeleton. *Robotica*, vol. 37, 2020, pp. 2014-2034.
49. Neuhaus P., Noorden J., Craig T., Torres T., Kirschbaum J., Pratt J.: Design and Evaluation of Mina. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2011.
50. Nogueira P.: Motion Capture Fundamentals: A Critical and Comparative Analysis on Real-World Applications. 4th International Conference on Information Society and Technology, vol. 145, 2011.
51. Ortlieb A.: Wearable Exoskeletons to Support Ambulation in People with Neuromuscular Diseases. Rozprawa doktorska. École Polytechnique Fédérale de Lausanne, Lozanna, 2019.
52. Ortlieb A., Baud R., Tracchia T., Denkinger B., Herzig Q., Bleuler H., Boun M.: An Active Impedance Controller to Assist Gait in People with Neuromuscular Diseases: Implementation to the Hip Joint of the AUTONOMYO Exoskeleton. 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob), 2018, pp. 537-543.
53. Quintero H., Farris R., Goldfarb M.: Control and Implementation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2011, pp. 25-33.
54. Quintero H., Farris R., Hartigan C., Clesson I., Goldfarb M.: A Powered Lower Limb Orthosis for Providing Legged Mobility in Paraplegic Individuals. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, vol. 17, no. 1, 2011, pp. 25–33.
55. Pamungkas D.S., Caesarendra W., Soebakti H., Analia R., Susanto S.: Overview: Types of Lower Limb Exoskeletons. *Electronics*, vol. 8, 2019, pp. 1283-1295.

56. Pinto-Fernandez D., Torricelli D., Sanchez-Villamanan M.D.C., Aller F., Mombaur K., Conti R., Vitiello N., Moreno J.C., Pons J. L.: Performance Evaluation of Lower Limb Exoskeletons: A Systematic Review. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 28, no. 7, 2020, pp. 1573-1583.
57. Raj A., Neuhaus P., Moucheboeuf A., Noorden J., Lecoutre D.: Mina: A Sensorimotor Robotic Orthosis for Mobility Assistance., *Journal of Robotics*, vol. 2011, 2011, pp. 1687-9600.
58. Rea R., Beck Ch., Rovekamp R.: X1: A Robotic Exoskeleton for In-Space Countermeasures and Dynamometry. *AIAA SPACE 2013 Conference and Exposition*, 2013.
59. Sanchez-Villamañan M., Gonzalez-Vargas J., Torricelli D., Moreno J.C., Pons, J.L.: Compliant lower limb exoskeletons: a comprehensive review on mechanical design principles. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 16, 2019.
60. Shi D., Zhang W., Zhang W., Ding X.: A Review on Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robots. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, vol. 32, 2019.
61. Stopforth R.: Customizable Rehabilitation Lower Limb Exoskeleton System. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 9, 2012, pp. 7-13.
62. Suzuki K., Mito G., Kawamoto H., Hasegawa Y., Sankai Y.: Intention-Based Walking Support for Paraplegia Patients with Robot Suit HAL. *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, vol. 3, 2005, pp. 2707-2713.
63. Swift T.: Control and Trajectory Generation of a Wearable Mobility Exoskeleton for Spinal Cord Injury Patients. *Rozprawa doktorska*. University of California, Berkeley, 2011.
64. Szykiedans K.: Kinematic Interactions Between Orthotic Robot and a Human. In: Szewczyk R., Zieliński C., Kaliczyńska M.: *Progress in Automation, Robotics and Measuring Techniques. Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 351. Springer, Cham, 2015, pp. 265-274.
65. Sylwanowicz W., Michajlik A., Ramotowski W.: *Anatomia i fizjologia człowieka*. Wydanie I/VII. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1980.
66. Vouga T., Baud R., Fasola J., Bouri M., Bleuler H.: TWIICE – A lightweight lower-limb exoskeleton for complete paraplegics. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2017, pp. 1639-1645.

67. Vukobratovic M.: Active exoskeletal systems and beginning of the development of humanoid robotics. In: Monograph of Academy of Nonlinear Sciences, Advances in Nonlinear Sciences II - Sciences and Applications, Belgrad, 2008, pp.329-348.
68. Walsh C., Endo K., Herr H.: A quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation International Journal of Humanoid Robotics, vol. 4, no. 3, 2007, pp.487-506.
69. Wang J., Lyu L.: The Research on Exoskeletons with Focus on the Locomotion Support. Pomiary Automatyka Robotyka, vol. 24, no. 2, 2020, pp. 17-22.
70. Wang L., Meijneke C., van der Kooij H.: Modeling, Design, and Optimization of Mindwalker Series Elastic Joint. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2013, pp. 1-8.
71. Wang L., Wang S., van Asseldonk E., van der Kooij H.: Actively Controlled Lateral Gait Assistance in a Lower Limb Exoskeleton. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2013, pp. 965-970.
72. Wang S., Wang L., Meijneke C., Asseldonk E.V., Hoellinger T., Cheron G., Ivanenko Y., Scaleia V.L., Sylos-Labini F., Molinari M., Tamburella F., Pisotta I., Thorsteinsson F., Ilzkovitz M., Gancet J., Nevatia Y., Hauffe R., Zanow F., Kooij, H.V.: Design and Control of the MINDWALKER Exoskeleton. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 23, no.2, 2014, pp. 277-286.
73. Weston T.: Atlas anatomii. Wydawnictwo Ryszard Kluszczyński, Kraków, 1995.
74. Wierciak J., Jasińska-Choromańska D., Szykiedans K., Bagiński K.: Urządzenie do wspomaganie chodu osób niepełnosprawnych, jako system mechatroniczny. Logistyka, no. 4, 2010.
75. Winter D.: Biomechanics and motor control of human movements. John Wiley & Sons. Hoboken, New Jersey, 2009.
76. Yahya M., Shah J.A., Kadir K., Yusof Z.M., Khan S., Warsi, A.: Motion capture sensing techniques used in human upper limb motion: a review. Sensor Review, vol. 39, no. 4, 2019, pp. 504-511.
77. Yue C., Lin X., Zhang X., Qiu J., Cheng H.: Design and Performance Evaluation of a Wearable Sensing System for Lower-Limb Exoskeleton. Applied Bionics and Biomechanics, vol. 5, 2018.
78. Zeilig G., Weingarden H., Zwecker M., Dudkiewicz I., Bloch A., Esquenazi A.: Safety and tolerance of the ReWalk exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: A pilot study. The Academy of Spinal Cord Injury Professionals, , vol. 35, no. 2, 2012, pp. 96-101.

79. Zhou J.Y., Liu Y., Mo X.M., Han C.W., Meng X.J., Li Q., Wang Y.J., Zhang A.: A preliminary study of the military applications and future of individual exoskeletons. *Journal of Physics Conference Series*, vol. 1507, 2020.
80. Zoss A., Kazerooni H., Chu A.: On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2005, pp. 3465-3472.

Artykuły w czasopiśmie i internetowe, normy, patenty, prezentacje, broszury oraz strony internetowe

81. Activelink Power Loader. Strona internetowa. <http://activelink.co.jp/en>, 3.12.2014.
82. Arduino forum, Accuracy of millis() for keeping time. Forum internetowe. <https://forum.arduino.cc/index.php?topic=417033.0>, 10.10.2020.
83. Atwood T.: They shall walk. Artykuł w czasopiśmie. *Robot Magazine*, 2009, vol. 18, p. 96.
84. Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory. Strona internetowa. <http://bleex.me.berkeley.edu/>, 3.12.2014.
85. Berkley Exoskeleton (BLEEX). Film. <https://www.youtube.com/watch?v=fRkg6H0ZP8A>, 20.01.2015.
86. Biomechatronics. Mit Media Lab. Strona internetowa. <http://biomech.media.mit.edu/>, 3.12.2014.
87. Christiansen B.: Power Pedal Exoskeleton From Matsushita. Artykuł internetowy. <http://www.technovelgy.com/CT/Science-Fiction-News.asp?NewsNum=1082>, 3.12.2014.
88. Cyberdyne HAL. Strona internetowa. <http://www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/>, 3.12.2014.
89. Demostración de Rex Bionics Exoskeleton – TecSalud. Film. <https://www.youtube.com/watch?v=KAhbilJXsoQ>, 20.01.2015.
90. Developing REX, the hands-free robotic walking device - Hayden Allen 1. Film. <https://www.youtube.com/watch?v=EGw5DYngHTo>, 20.01.2015.
91. Dyrektywa maszynowa – dyrektywa 2006/42/WE Parlamentu Europejskiego i Rady z dnia 17 maja 2006 r. w sprawie maszyn.
92. Dyrektywa RoHS – Dyrektywa Parlamentu Europejskiego i Rady 2011/65/UE z dnia 8 czerwca 2011 r. w sprawie ograniczenia stosowania niektórych niebezpiecznych substancji w sprzęcie elektrycznym i elektronicznym.

93. Egzoszkiet Veni-Prometeusz. ECO-Mobilność. Strona internetowa. http://www.eco-mobilnosc.pw.edu.pl/pl_egzoszkiet,25.html, 28.08.2015.
94. Ekso Bionics, Marian walking 2014r. – Poland. Film.
<https://www.youtube.com/watch?v=eeXUTfkQjhA>, 20.01.2015.
95. Ekso Bionics. Strona internetowa. <http://www.eksobionics.com/ekso>, 3.12.2014.
96. Ekso GT Product Overview. Broszura producenta.
<http://www.touchstonerehabilitation.com/wp-content/uploads/2013/11/EKSO-GT-Spec-Sheet.pdf>, 3.12.2014.
97. EXOAtlet. Strona internetowa. <http://www.exoatlet.com/>, 3.12.2014.
98. Exoskeleton E-Helper. Strona internetowa. <https://zarya-med.com/e-helper>, 12.11.2020.
99. Falconer J.: Power Jacket MK3 leaps from comic book pages into reality. Artykuł internetowy. <http://www.gizmag.com/power-jacket-mk3-jumps-off-the-pages-of-comic-books-into-real-life/28189/>, 3.12.2014.
100. Gypsy Motion Capture System. Strona internetowa.
<https://metamotion.com/gypsy/gypsy-motion-capture-system-mocap.htm>, 6.06.2018.
101. Hambling D.: Why Russian Military Exoskeletons Are Not Science Fiction. Artykuł internetowy. <https://www.forbes.com/sites/davidhambling/2020/08/19/why-russian-military-exoskeletons-are-not-science-fiction/?sh=7476f983648d>, 24.11.2020.
102. Honda – walk assist and mobility devices. Strona internetowa.
<http://corporate.honda.com/innovation/walk-assist/>, 3.12.2014.
103. Igus – System ekspercki dla prowadnic liniowych drylin. Strona internetowa.
<https://drylin-linear-guides-expert.igus.tools/series?l=pl&c=PL>, 18.06.2020
104. Igus – System ekspercki dla tulejek ślizgowych iglidur. Strona internetowa.
<https://www.igus.pl/iglidurConf/Iglidur/Step1>, 18.06.2020
105. IHMC Robotics Lab. Strona internetowa. <http://robots.ihmc.us>, 3.12.2014.
106. Indego. Strona internetowa. <http://www.indego.com/indego/en/home>, 3.12.2014.
107. Irving R, Little R.: Mobility aid. Opis patentowy, EP 2231096, 2013.
108. JHMCS in Action - F/A 18 Pullin Vapes. Film.
https://www.youtube.com/watch?v=Bo31JD2y_jE, 13.11.2020.
109. Kazerooni, H. Racine J.-L., Chu A., Zoss A.: Lower extremity enhancer. USA. Opis patentowy. US 7628766 B1. Opubl. 2011.
110. Kelley L.: Pedomotor. Opis patentowy, US1308675 A, 1919.
111. Live Exoskeleton Demo at Wired Talks 2012: Ekso Bionics' Lyne Vale. Film.
<https://www.youtube.com/watch?v=02fpo9JPQtY>, 20.01.2015.

112. Man-Machine Synergy power pedal. Film.
<https://www.youtube.com/watch?v=WdD9s1CwNxM>, 3.12.2014.
113. MindWalker UT. Film. <https://www.youtube.com/watch?v=Q6mW6p4UJtI>, 20.01.2015
114. Mościcki W.; Podstawy Konstrukcji Urządzeń Precyzyjnych – Wykład 3, Elementy sprężynujące. Slajdy do wykładu.
http://zkup.mchtr.pw.edu.pl/pom_dyd/PKUP%20Sem3/W3_Sprezyny.pdf, 10.10.2020
115. Motorin R., Pigulsky M., Piskun O.: Russian Soldier of the Future. Nota techniczna. Białoruski Narodowy Uniwersytet Techniczny, Mińsk, Białoruś, 2018.
116. Myosuit. Strona internetowa. <https://myo.swiss/en/myosuit-2/>, 15.11.2020.
117. NASA Facts – X1 fact sheet. Broszura National Aeronautics and Space Administration.
https://gcd.larc.nasa.gov/wp-content/uploads/2013/11/FS-X1_Fact_Sheet.pdf,
6.06.2016.
118. OptiTrack. Strona internetowa. <https://optitrack.com/>, 2.09.2020.
119. Pandemia COVID-19. Strona internetowa.
https://pl.wikipedia.org/wiki/Pandemia_COVID-19, 13.03.2020.
120. Phoenix Medical Exoskeleton. Strona internetowa. <https://www.suitx.com/phoenix-medical-exoskeleton>, 12.11.2020.
121. Power Loader power amplification exoskeleton robot. Film.
<https://www.youtube.com/watch?v=vdhUpR-dzgk>, 3.12.2014.
122. Powered Lower-Limb Exoskeleton, Center for Intelligent Mechatronics. Strona internetowa. http://research.vuse.vanderbilt.edu/cim/research_orthosis.html, 3.12.2014
123. Qualisys. Strona internetowa. <https://www.qualisys.com/>, 2.09.2020.
124. Raytheon. Strona internetowa. <http://raytheon.mediaroom.com/index.php?item=1652>,
3.12.2014.
125. RB3D Hercule. Strona internetowa. <http://www.rb3d.com>, 3.12.2014.
126. ReWalk. Strona internetowa. <http://www.rewalk.com/>, 3.12.2014.
127. Rex Bionics. Strona internetowa. <http://www.rexbionics.com/>, 3.12.2014.
128. Rex Prescribers Guide. Broszura producenta. <http://rexbionics.s3.amazonaws.com/wp-content/uploads/2014/03/REX-Prescribers-Guide-V2.3-2014-03-24.docx>, 3.12.2014.
129. Rotation about an Arbitrary Axis (Line). Slajdy do wykładu.
https://www.engr.uvic.ca/~mech410/lectures/4_2_RotateArbi.pdf, 4.10.2020.
130. Rozporządzenie Reach – Rozporządzenie (WE) Nr 1907/2006 Parlamentu Europejskiego i Rady z dnia 18 grudnia 2006 r. w sprawie rejestracji, oceny, udzielania zezwoleń i

- stosowanych ograniczeń w zakresie chemikaliów (REACH) i utworzenia Europejskiej Agencji Chemikaliów.
131. Samsung GEMS (Gait Enhancing & Motivating System). Strona internetowa. <https://news.samsung.com/us/tag/gems-gait-enhancing-motivating-system/>, 15.11.2020.
 132. Slabaugh G.: Computing Euler angles from a rotation matrix. Artykuł internetowy. <http://www.gregslabaugh.net/publications/euler.pdf>, 20.08.1999.
 133. Systemy zarządzania bezpieczeństwem i higieną pracy – ogólne wytyczne do oceny ryzyka zawodowego, norma PN-N-18002:2011.
 134. Teslasuit. Strona internetowa. <https://teslasuit.io/the-suit/>, 3.09.2020.
 135. They shall walk. Strona internetowa. <http://www.theyshallwalk.org>, 3.12.2014.
 136. Tibke J.: Honda Ships 100 Walking Assist Stride Management Wearable Robot Things. Artykuł internetowy. <http://dyros.snu.ac.kr/honda-ships-100-walking-assist-stride-management-wearable-robot-things/?ckattempt=1>, 3.12.2014.
 137. Tolerancje ogólne – Tolerancje wymiarów liniowych i kątowych bez indywidualnych oznaczeń tolerancji, norma PN-EN 22768-1:1999.
 138. Tolerancje ogólne – Tolerancje geometryczne elementów bez indywidualnych oznaczeń tolerancji, norma PN-EN 22768-2:1999.
 139. Toto S.: Kawasaki's Power-Assist Robot Suit Helps Humans Lift Heavy Objects. Artykuł internetowy. <http://techcrunch.com/2011/09/21/video-kawasakis-power-assist-robot-suit-helps-humans-lift-heavy-objects/>, 3.12.2014.
 140. Toyama lab - Wearable Agri Robot. Strona internetowa. http://www.tuat.ac.jp/~toyama/research_assistancesuitE.html, 3.12.2014.
 141. van Camp J.: Need to lift something? Try wearing a Kawasaki robotic exoskeleton. Artykuł internetowy. <http://www.digitaltrends.com/cool-tech/need-to-lift-something-try-wearing-a-kawasaki-robotic-exoskeleton/>, 3.12.2014.
 142. Vicon. Strona internetowa. <https://www.vicon.com/>, 2.09.2020.
 143. VLEXO – Exoskeleton Research Platform. Strona internetowa. <https://sms.hest.ethz.ch/research/past-research-projects/lower-limb-exoskeletons-and-exosuits/vlexo-exoskeleton-research-platform.html>, 12.11.2020.
 144. Walking Assist Device with Bodyweight Support Assist. Broszura producenta. <http://corporate.honda.com/innovation/walk-assist/BodyweightSupportAssist.pdf>, 3.12.2014.
 145. Wearable Power Assist Suit. Strona internetowa. http://www.rm.kanagawa-it.ac.jp/~yamamoto_lab/pas/index.htm, 3.12.2014.

146. Wojtyna J.: Mięśnie kończyny dolnej. Slajdy do wykładu.
www.jwojtyna.ajd.czest.pl/Miesnie%20konczyny%20dolnej.ppsx, 28.08.2015.
147. X1 - Exoskeleton for Resistive Exercise and Rehabilitation. Film.
<https://www.youtube.com/watch?v=XedjEBocaKo>, 20.01.2015.
148. Xsens Motion Capture. Strona internetowa. <https://www.xsens.com/motion-capture>,
<https://www.xsens.com/a-history-of-motion-capture>, 8.09.2020.
149. Yagn N.: Apparatus for Facilitating Walking, Running, And Jumping. USA. Opis patentowy. US420179 A. Opubl. 1890.
150. 「パワードジャケットMK3」世界初の搭乗型パワードスーツ市販モデル-
Powered Jacket MK3-漫画「エクゾジャケット」のご紹介. Film.
<https://www.youtube.com/watch?v=beKkf8Oo0GU>, 3.12.2014.

9 Wykaz załączników

Załączniki pracy mają formę cyfrową i są dostępne na dołączonej płycie oraz pod adresem:

https://drive.google.com/drive/folders/1p6yKaYIOTtU1DOynTs_WB5tRjLhb0P4S



Rysunek 9.1 – Kod QR zawierający odnośnik do załączników.

Załączniki pracy to:

Załącznik 1 – Przegląd konstrukcji aktywnych egzoszkieletów obejmujących kończyny dolne;

Załącznik 2 – Przegląd koncepcji kinematyki ortez biodrowych;

Załącznik 3 – Wyniki obliczeń kątowej i liniowej niepewności pomiarowej ortozy;

Załącznik 4 – Wyniki pomiarów ruchu skrętu o niewielkim promieniu;

Załącznik 5 – Wyniki symulacji ruchu skrętu o niewielkim promieniu.

10 Dorobek naukowy

Rozdziały w monografiach:

- Osiński D., Jasińska-Choromańska D.: Lower Limbs Orthosis for Experimental Motion Studies for Designing an Orthotic Robot's Turning Module. In: Szewczyk R., Krejsa J., Nowicki M., Ostaszewska-Lizewska A., *Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 1044, 2020, pp.366-373.
- Osiński D., Jasińska-Choromańska D.: Parametric Model of Human Body for Orthotic Robot Simulation Study. In: Brezina T., Jabłoński R., *Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 644, 2018, pp. 380-386.
- Szykiedans K., Credo W., Osiński D.: Selected mechanical properties of PetG 3-D prints. In: Piekarska W. *Proceedings XXI Polish-Slovak Scientific Conference, Procedia Engineering*, vol. 177, 2018, pp. 450-461.
- Zaczyk M., Osiński D., Jasińska-Choromańska D.: Hip Articulation in Orthotic Robot. In: Jabłoński R., Szewczyk R., *Recent Global Research and Education: Technological Challenges, Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 519, 2017, pp. 419-423.
- Osiński D., Szykiedans K.: Small Remotely Operated Screw-Propelled Vehicle, In: Szewczyk R., Zieliński C., Kaliczyńska M., *Progress in Automation, Robotics and Measuring Techniques. vol. 2 Robotics, Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 351, 2015, pp. 191-200.
- Szykiedans K., Siemiątkowska B., Chojecki R., Wiśniowski M., Różańska-Walczuk M., Osiński D., Gut A.: Roboty mobilne – opracowanie Wydziału Mechatroniki Politechniki Warszawskiej, In: Cymerski J., Wiciak K., *Przeciwdziałanie zagrożeniom powstałym w wyniku bezprawnego i celowego użycia bezzałogowych platform mobilnych*, Wyższa Szkoła Policji w Szczytnie, 2015, pp. 249-266.
- Osiński D., Szykiedans K.: Simulation model of Small Screw-Propelled Vehicle, In: *Book of abstracts XIX International Polish-Slovak Conference Machine Modeling and Simulations 2014*, 2014, pp. 23-23.

Artykuły w czasopismach:

- Osiński D., Zaczyk M., Jasińska-Choromańska D.: Analysis of a Structural Model of an Orthotic Robot Hip Subsystem. *Machine Dynamics Research*, vol. 40, no. 3, 2016, pp. 163-169.

- Osiński D., Szykiedans K.: Simulation Model of Small Screw-Propelled Vehicle. *Machine Dynamics Research*, vol. 38, no. 4, 2014, pp. 43-49.

Materiały konferencyjne:

- Janowski M., Jasińska-Choromańska D., Osiński D., Zaczyk M.: Universal compact lower limb turning module intended for use in orthotic robots. In: Vasko M., Handrik M., Jakubovicova L., Kopas P., Blatnicka M., 22nd International Slovak-Polls Conference on Machine Modelling and Simulations (MMS 2017), MATEC Web of Conferences, vol. 157, 2018.
- Osiński D., Jasińska-Choromańska D.: Kinematic structure of turning modules in orthotic robots. In: Piekarska W. *Proceedings XXI Polish-Slovak Scientific Conference, Procedia Engineering*, vol. 177, 2018, pp. 450-454.
- Osiński D., Zaczyk M., Jasińska-Choromańska D.: Conception of Turning Module for Orthotic Robot. In: Jabłoński R., Brezina T., *Advanced Mechatronics Solutions, Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 393, 2016, pp. 147-152.
- Osiński D., Jasińska-Choromańska D.: Survey of Turning Systems Used in Lower Extremity Exoskeletons, In: Szewczyk R., Kaliczyńska M., Zieliński C., *Challenges in Automation, Robotics and Measurement Techniques, Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 440, 2016, pp. 447-457.

Patenty:

- Janowski M., Jasińska-Choromańska D., Zaczyk M., Osiński D.: Moduł skrętu kończyny dolnej w robocie ortotycznym. Wynalazek chroniony patentem, numer zgłoszenia: 423040, numer patentu: PL 233600, data zgłoszenia: 3.10.2017, data udzielenia prawa: 29.11.2019.
- Kwacz M., Gambin W., Osiński D.: Protezka ucha środkowego o zwiększonej skuteczności. Wynalazek chroniony patentem, numer zgłoszenia 420256, numer patentu: PL 232914, data zgłoszenia: 19.01.2017, data udzielenia prawa: 24.04.2019.