

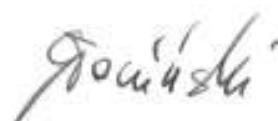
AUTOREFERAT

Załącznik do wniosku o przeprowadzenie postępowania
habilitacyjnego w dziedzinie Nauk Technicznych w dyscyplinie
Budowa i Eksploatacja Maszyn

dr inż. Sebastian Głowiński

Katedra Mechatroniki i Mechaniki Stosowanej
Wydział Technologii i Edukacji
Politechnika Koszalińska

KOSZALIN 2016



Spis treści

1. Charakterystyka habilitanta	3
1.1. Przebieg edukacji	3
1.2. Uzyskane tytuły i stopnie naukowe	3
1.3. Przebieg pracy zawodowej	4
2. Wskazanie osiągnięcia naukowego	5
2.1. Wprowadzenie w tematykę	5
2.2. Syntetyczny opis osiągnięć naukowych zawartych w monografii	6
2.3. Znaczenie naukowe i uytylitarne osiągnięcia	6
2.4. Opis osiągnięć naukowo-badawczych w zakresie wybranych zagadnień z projektowania i modelowania egzoszkieleatów kończyn dolnych	7
2.4.1. Analiza wybranych egzoszkieleatów militarynych, rehabilitacyjnych i innych w celu wyznaczenia założeń do tworzenia modeli (rodzaj zasilania, wymagania i moc niezbędna do wykonania określonych zadań)	7
2.4.2. Autorska koncepcja projektowania egzoszkieleatu	8
2.4.3. Zdefiniowanie wymagań stawianych egzoszkieleatom ze względu na rodzaj napędu (pneumatyczny, hydrauliczny i elektryczny)	11
2.4.4. Analiza kinematyki układu szkieletowego człowieka w celu wyboru adekwatnego modelu egzoszkieleatu (liczba stopni swobody, uproszczenia)	11
2.4.5. Kinematyka i dynamika autorskich modeli egzoszkieleatów o napędzie pneumatycznym, hydraulicznym i elektrycznym kończyn dolnych w płaszczyźnie strzałkowej	16
2.4.6. Sygnały EMG w systemach sterowania egzoszkieleatami	29
2.4.7. Określenie kierunków dalszych badań w oparciu o uzyskane rezultaty	30
3. Dodatkowa działalność naukowo badawcza	31
4. Charakterystyka działalności naukowej i organizacyjnej	33
4.1. Staże zawodowe	33
4.2. Ukończone kursy	33
4.3. Działalność organizacyjna	34
4.4. Działalność dydaktyczna	34
4.5. Członkostwo w organizacjach naukowych	35
4.6. Opieka nad doktorantami	35
4.7. Nagrody i wyróżnienia	35
4.8. Udział w grantach badawczych	35
4.9. Indeks Hirscha	35
5. Wykaz publikowanych prac naukowych	36

5.1.	Wykaz prac naukowych opublikowanych po uzyskaniu stopnia doktora	37
5.1.1.	Monografie	37
5.1.2.	Artykuły w czasopismach naukowych znajdujących się w bazie JCR (Journal Citation Reports)	37
5.1.3.	Artykuły w czasopismach punktowanych nieposiadających obliczonego współczynnika IF (Impact Factor)	37
5.1.4.	Artykuły w czasopismach niepuktowanych	39
5.1.5.	Artykuły wysłane do czasopism punktowanych	39
5.2.	Zestawienie opublikowanych prac naukowych po uzyskaniu stopnia naukowego doktora z uwzględnieniem procentowego udziału habilitanta	40



1. Charakterystyka habilitanta

1.1. Przebieg edukacji

- 1987–1992** Technikum Mechaniczne w Słupsku, specjalność: *Naprawa i eksploatacja pojazdów samochodowych*,
- 1992–1996** studia wyższe na Wydziale Lotnictwa Wyższej Oficerskiej Szkoły Lotniczej (od 2004 roku w Wyższej Szkole Oficerskiej Sił Powietrznych w Dęblinie), na kierunku *Pilot samolotów odrzutowych*,
- 1998–2000** studia magisterskie na Wydziale Matematyczno - Przyrodniczym Wyższej Szkoły Pedagogicznej w Słupsku, w zakresie *Fizyka z informatyką*,
- 2000–2004** studia doktoranckie na Wydziale Mechanicznym Politechniki Koszalińskiej,
- 2006–2007** studia podyplomowe na Wydziale Mechanicznym Energetyki i Lotnictwa Politechniki Warszawskiej, na kierunku *Nowoczesne metody projektowania w systemach CAD/CAM/CAE*.

1.2. Uzyskane tytuły i stopnie naukowe

- 2004** stopień doktora nauk technicznych w dyscyplinie budowa i eksploatacja maszyn. Politechnika Koszalińska, Wydział Mechaniczny, promotor: prof. dr hab. inż. Tomasz Krzyżyński, temat pracy doktorskiej: *„Podstawy prognozowania pracochłonności napraw urządzeń mechanicznych na przykładzie eksploatacji statków powietrznych”*. Rozprawa doktorska **obroniona z wyróżnieniem**.
- 2000** tytuł magistra fizyki. Wyższa Szkoła Pedagogiczna w Słupsku, Wydział Matematyczno-Przyrodniczy, promotor: prof. dr hab. Zygmunt Klusek, tytuł pracy dyplomowej: *„Refrakcja dźwięku w ośrodkach niejednorodnych”*.



1.3. Przebieg pracy zawodowej

- 1996–2003** Dowódca klucza lotniczego 9 Pułku lotnictwa Myśliwskiego w Zegrzu Pomorskim (od roku 1999 9 Pułk został przeformowany na 9 Eskadrę Lotnictwa Taktycznego), ponad 300 godzin za sterami samolotów nadźwiękowych,
- 2003–2006** Dowódca klucza lotniczego w 6 Eskadrze Lotnictwa Taktycznego w Powidzu, wykonywanie lotów samolotami odrzutowymi TS-11 Iskra, HAWK-200, ponad 250 godzin spędzonych w powietrzu.
- 2006–2008** Specjalista-Instruktor-Pilot w Oddziale Użytkowania i Prób w Locie Statków Powietrznych Szefostwa Wojsk Lotniczych Dowództwa Sił Powietrznych w Warszawie, Przygotowywanie odpowiedzi na interpelacje, opiniowanie modernizacji wprowadzania nowego typu wyposażenia do statków powietrznych, kontrola w podległych jednostkach oraz wykonywanie lotów samolotami odrzutowymi TS-11 Iskra, ponad 150 godzin spędzonych w powietrzu.
- 2008–2009** Asystent w Zakładzie Mechatroniki i Mechaniki Stosowanej Instytutu Mechatroniki, Nanotechnologii i Techniki Próżniowej Politechniki Koszalińskiej,
- 2009-** Adiunkt w Katedrze Mechatroniki i Mechaniki Stosowanej Instytutu Mechatroniki, Nanotechnologii i Techniki Próżniowej, który do dnia dzisiejszego funkcjonuje jako Wydział Technologii i Edukacji Politechniki Koszalińskiej.



2. Wskazanie osiągnięcia naukowego

Jako osiągnięcie, wynikające z artykułu 16. ustęp 2. ustawy z dnia 14 marca 2003r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki, wskazuję monografię:

GŁOWIŃSKI S.: *Wybrane zagadnienia z projektowania i modelowania egzoszkieleatów kończyn dolnych*, Monografia Nr 309, Wydawnictwo Uczelniane Politechniki Koszalińskiej, Koszalin 2016, ISBN 978-83-7365-417-4.

Wskazana autorska monografia uzyskała pozytywne recenzje wydawnicze dr. hab. inż. Sławomira Dudy profesora Politechniki Śląskiej, oraz dr. hab. inż. Elżbiety Jarzębowskiej z Wydziału Mechaniki Energetyki i Lotnictwa Politechniki Warszawskiej. Monografia zawiera ogółem 198 stron druku zwartego, w tym 13 tabel, 76 rysunków oraz wykaz literatury liczący 198 pozycji.

2.1. Wprowadzenie w tematykę

Rozwój robotyki oraz potencjał obliczeniowy komputerów umożliwiają opracowanie urządzeń wspomagających siłę człowieka. Tematyka ta jest aktualna zwłaszcza dzisiaj, kiedy obserwujemy procesy zmiany społeczno - kulturowej, związane z problematyką starzejącego się społeczeństwa. Wraz z wiekiem człowiek staje się mniej sprawny ruchowo. Starsi ludzie chcą nadal być aktywni, chodzić po górach i biegać. Konstruktorzy rozważają opracowanie urządzeń pozwalających na aktywne korzystanie z uroków jesieni życia. Korzyści płynące z wykorzystania nowoczesnych urządzeń są dostrzegalne w wielu obszarach funkcjonowania człowieka, zarówno w zastosowaniach leczniczych, przemysłowych jak i militarnych. Urządzeniami mogącymi wypełnić powyższe zapotrzebowania są egzoszkieleaty jako mobilne antropomorficzne roboty wspomagające siłę mięśni człowieka.

Analizując literaturę przedmiotu, związaną z tematyką budowy i zastosowania egzoszkieleatów, zwróciłem uwagę na pewną lukę na polskim rynku wydawniczym w zakresie książek tematycznych. Wśród pozycji obcojęzycznych, znaleziono kilka pozycji głównie w języku angielskim, które ukazały się w ostatnich latach. Zaznaczyć jednak należy, że dorobek naukowy w tej dziedzinie ogranicza się prawie wyłącznie do zbioru artykułów tematycznych. Fakt ten świadczy o wybiórczym ujęciu tematyki przedmiotu oraz istotnym braku usystematyzowanej wiedzy z zakresu modelowania egzoszkieleatów. Przedstawiona monografia stanowi przyczynek do zgłębienia tematu w ich dziedzinie budowy i eksploatacji.

Na gruncie polskiej nauki tematykę budowy i eksploatacji egzoszkieleatów podejmuje kilka ośrodków naukowo-badawczych. W katedrze Automatyki, Biomechaniki i Mechatroniki Politechniki Łódzkiej zespół naukowców pod przewodnictwem Pana prof. Awrejcewicz zajmuje się modelowaniem układu szkieletowego człowieka w ruchu (chód) ze szczególnym zwróceniem uwagi na zmianę prędkości, obciążenia i nachylenia toru. Ma to istotne znaczenie w przypadku opracowywania modeli egzoszkieleatów, ponieważ powinny one uwzględniać wszystkie aspekty ruchu człowieka. Zespół ten opracował modele pneumatyczne mięśni McKibbena oraz sposób sterowania układem wyposażonym w tego typu napędy, co może stanowić podstawę wyposażenia egzoszkieleatów pneumatycznych. Próby opracowania biomechanicznego modelu kończyny górnej oraz dolnej podejmowane były przez zespół badawczy pod kierownictwem prof. Wittbrodta z Politechniki Gdańskiej w 2010 roku. Urządzenie umożliwiające poruszanie się osobom niepełnosprawnym w pozycji pionowej, konkurencyjne względem stosowanych dotychczas rozwiązań konstrukcyjnych

opracowane zostało w Politechnice Krakowskiej. Pracę nad egzoszkieletem prowadził zespół Międzyuczelnianego Centrum Nowych Technik i Technologii Medycznych pod kierownictwem prof. Mazurkiewicza. W 2009 roku powstał plan opracowania egzoszkieletu przez naukowców z Zakładu Konstrukcji Urządzeń Precyzyjnych Instytutu Mikromechaniki i Fotoniki Wydziału Mechatroniki Politechniki Warszawskiej, pod kierownictwem prof. Danuty Jasińskiej-Choromańskiej. Kompleksowa analiza kinematyczna ruchu ciała człowieka oraz układów mechanicznych była prowadzona przez naukowców z Katedry Biomechatroniki Politechniki Śląskiej.

Badania związane z kinematyką mechanizmów wieloczłonowych były również prowadzone przez zespół naukowy pod przewodnictwem prof. Tadeusza Bila na Wydziale Mechanicznym Politechniki Koszalińskiej. Kierując się powyższym wskazuję Wydział Mechaniczny Politechniki Koszalińskiej jako jednostkę do przeprowadzenia mojego postępowania habilitacyjnego w dziedzinie Nauk Technicznych w dyscyplinie Budowa i Eksploatacja Maszyn.

2.2. Syntetyczny opis osiągnięć naukowych zawartych w monografii

Moje zainteresowania naukowe oraz tematyka badawcza oscylują wokół problematyki związanej z egzoszkieletami kończyn dolnych i górnych, natomiast w monografii zawężono ją jedynie do egzoszkieletów kończyn dolnych. Jako główne osiągnięcia przedstawione w monografii można wskazać:

1. analiza wybranych egzoszkieletów militarnych, rehabilitacyjnych i innych w celu wyznaczenia założeń do tworzenia modeli (rodzaj zasilania, wymagania i moc niezbędna do wykonania określonych zadań),
2. autorska koncepcja projektowania egzoszkieletu,
3. zdefiniowanie wymagań stawianych egzoszkieletom ze względu na rodzaj napędu (pneumatyczny, hydrauliczny i elektryczny),
4. analiza kinematyki układu szkieletowego człowieka w celu wyboru adekwatnego modelu egzoszkieletu (liczba stopni swobody, uproszczenia),
5. kinematyka i dynamika autorskich modeli egzoszkieletów o napędzie pneumatycznym, hydraulicznym i elektrycznym kończyn dolnych w płaszczyźnie strzałkowej,
6. analiza sygnałów EMG w systemach sterowania egzoszkieletami,
7. określenie kierunków dalszych badań w oparciu o uzyskane rezultaty.

2.3. Znaczenie naukowe i użyteczne osiągnięcia

Zagadnienia poruszone w monografii mają znaczenie poznawcze w zakresie projektowania i modelowania egzoszkieletów. Praca ma charakter interdyscyplinarny, a poruszane przeze mnie zagadnienia oscylują w obrębie trzech dyscyplin naukowych, mechaniki, rehabilitacji i robotyki. W związku z powyższym podjąłem się próby przedstawienia zawartych w niej zagadnień w sposób zrozumiały dla szerokiego kręgu odbiorców. Poruszoną w pracy

problematykę konsultowałem z przedstawicielami pokrewnych dziedzin naukowych. Byli to m.in. fizjoterapeuci. Bez ich wiedzy praktycznej dotyczącej budowy i funkcjonowania układu kostno-mięśniowego człowieka powstanie pewnych rozwiązań byłoby niemożliwe. Wychodząc z powyższych rozważań skonstatować można, że w dobie rozwoju techniki przenikanie się pewnych treści jest w pełni uzasadnione, a wręcz wskazane.

Głównym celem pracy było podanie uogólnionej metodyki postępowania ułatwiającej projektowanie i modelowanie egzoszkieleatów kończyn dolnych o napędzie pneumatycznym, hydraulicznym i elektrycznym. Zaproponowałem nowatorskie rozwiązania konstrukcyjne egzoszkieleatów, z uwzględnieniem ich kinematyki i dynamiki co może stanowić inspirację dla potencjalnych konstruktorów. Przedstawiony autorski algorytm kinematyki odwrotnej pozwala na jego łatwą implementację w egzoszkieleacie kończyn dolnych, służącym do rehabilitacji. Autorska metodyka projektowania egzoszkieleatów może być zastosowana w ośrodkach zajmujących się wytwarzaniem tego typu urządzeń. Adresatami mogą być konstruktorzy egzoszkieleatów oraz potencjalni producenci. Opracowane modele egzoszkieleatów mogą być modyfikowane poprzez zwiększenie liczby stopni swobody w zależności od potrzeb konstruktora. W zakończeniu rozprawy sformułowano postulowane kierunki dalszych badań. W zakresie obszaru badawczego uznano za konieczne prowadzenie dalszych prac nad uwzględnieniem sił tarcia w opracowanych modelach egzoszkieleatów oraz optymalizację zaproponowanych rozwiązań konstrukcyjnych.

2.4. Opis osiągnięć naukowo-badawczych w zakresie wybranych zagadnień z projektowania i modelowania egzoszkieleatów kończyn dolnych

Poniżej opisano skrótowo najważniejsze wyniki analiz i prac badawczych zawartych we wskazanym osiągnięciu naukowym, tj. monografii pt.: *Wybrane zagadnienia z projektowania i modelowania egzoszkieleatów kończyn dolnych*.

2.4.1. Analiza wybranych egzoszkieleatów militarnych, rehabilitacyjnych i innych w celu wyznaczenia założeń do tworzenia modeli (rodzaj zasilania, wymagania i moc niezbędna do wykonania określonych zadań)

W pierwszym rozdziale monografii przedstawiłem historię egzoszkieleatów, oraz dokonałem charakterystyki wybranych urządzeń ze względu na zastosowanie militarne, rehabilitacyjne i przemysłowe. Scharakteryzowałem parametry i możliwości militarnych egzoszkieleatów HULC (Human Universal Load Carrier) oraz Sarcos XOS. Uwypukliłem problematykę związaną z możliwością swobodnego poruszania się, szczególnie osób po udarach. Przedstawiłem rozwiązania w postaci egzoszkieleatów, które mogą służyć do rehabilitacji. Jednym z nich jest egzoszkieleat ekso GT firmy eksoBionics, którego możliwości i ograniczenia zostały opisane. Egzoszkieleaty mogą być również wykorzystywane w przemyśle. Firma Lockheed Martin opracowała egzoszkieleat Fortis do zastosowań przemysłowych. Urządzenie nie posiada żadnego aktywnego napędu, natomiast jego konstrukcja pozwala pracownikowi na wielogodzinną pracę w pozycji stojącej i klęczącej, praktycznie bez wysiłku. Współpracuje on z uchwytem narzędzia ZeroG, zaprojektowanym przez firmę Equipois.

Moc egzoszkieleatu jest jednym z kluczowych parametrów urządzenia umożliwiającą poprawne wykonanie zadania. Według przeprowadzonych badań wydatek energetyczny

podczas chodu z prędkością 1,2 m/s dla człowieka wynosi od 4,0 do 4,3 W/kg jego masy. Jeśli masa egzoszkieletu i ładunku, który ma przenieść wynosi 120 kg, prędkość średnia 2 m/s, to moc użyteczna jaką powinien dysponować egzoszkielet, zawiera się w przedziale od 19,6 W do 196 W na 100 kg masy. Przy założeniu, że masa użytkownika z egzoszkieletem wynosi 200 kg, moc użyteczna powinna wynosić przy prędkości 2 m/s od 38,2 W do 382 W. Przy zwiększeniu prędkości do wartości 10 m/s (co odpowiada sprintowi) moc użyteczna zmienia się odpowiednio od 191 do 1910 W. Przeprowadzone badania w Oak Ridge National Laboratory wykazały, że do utrzymania pozycji klęczącej, moment silnika w stawie biodrowym wynosi 153 Nm, podczas gdy w stawie kolanowym aż 712 Nm. Podczas wstawania z pozycji klęczącej w czasie 1 s, wymagana moc dla stawu biodrowego i kolanowego wyniesie odpowiednio 120 i 600 W. Średnie prędkości kątowe w stawie biodrowym i kolanowym wynoszą 1,75 oraz 3,5 rad/s, natomiast podczas biegu mogą być nawet trzykrotnie większe (w zależności od budowy anatomicznej użytkownika). Jednym z istotnych elementów egzoszkieletów jest rodzaj zastosowanych układów zasilających i wykonawczych. Osoba projektująca egzoszkielet powinna zwrócić uwagę na wartość mocy układu napędowego. Ważna jest szybkość działania urządzenia, wydajność układu zasilającego i zużycie energii. W egzoszkieletach militarnych istotna jest odporność na zmienne warunki atmosferyczne i łatwość sterowania układem.

- *Scharakteryzowano poszczególne rodzaje urządzeń, przedstawiono ich wady, zalety oraz problemy z jakimi borykali się konstruktorzy. Określono moc niezbędną do wykonania poszczególnych zadań przez egzoszkielet.*

2.4.2. Autorska koncepcja projektowania egzoszkieletu

W części końcowej pierwszego rozdziału pracy przedstawiłem autorską ogólną koncepcję modelowania egzoszkieletów. Głównym celem osób zajmujących się projektowaniem powinno być uzyskanie powtarzalności egzoszkieletów w technologiach wytwarzania gwarantujących wysoką jakość oraz opłacalność produkcji. Standardy projektowania egzoszkieletu muszą być jednolite i znane wszystkim osobom realizującym projekt. Co więcej, konstruktorzy realizujący każdy z etapów powinni mieć kontakt między sobą w celu wymiany uwag i propozycji rozwiązań konstrukcyjnych. Można to osiągnąć poprzez właściwą organizację pracy projektowej w każdym z zespołów. Nie można w tym miejscu pominąć konieczności nadzorowania stanu technicznego urządzeń na każdym z etapów wytwarzania i eksploatacji. Każdy egzoszkielet w przyszłości będzie wymagał kontroli stanu, diagnozowania użytkowego i obsługowego. W zależności od wyników kontroli może być wymagana naprawa polegająca na wymianie uszkodzonego elementu urządzenia. Z tego względu istotne jest zastosowanie diagnostyki na etapie konstruowania egzoszkieletu poprzez eksperymenty czynne (minimalizowanie dynamiki egzoszkieletu) i bierne (określenie zmian parametrów eksploatacyjnych wpływających na dynamikę urządzenia). Na wstępie określa się przeznaczenie, oraz parametry jakie powinien spełniać egzoszkielet. Istotne jest przyjęcie właściwych założeń technicznych i finansowych projektu z uwzględnieniem wymagań przewidzianych w normach PN (polskie Normy) i dyrektywach CE (dyrektywy Unii Europejskiej). Umożliwia to przeprowadzenie oceny ryzyka, jako podstawy do projektowania i wytwarzania urządzeń z zapewnieniem najwyższego poziomu bezpieczeństwa. W procesie projektowania wskazane jest wykorzystanie komputerowych narzędzi typu CAE (Computer Aided Engineering) oraz EDA (Electronic Design Automation). Umożliwiają one pewną standaryzację procesu projektowania szczególnie w wieloosobowych

zespołach konstruktorskich oraz łatwe przekazywanie pomiędzy poszczególnymi zespołami cząstkowych rezultatów prac. Ponadto wirtualne projektowanie przy wykorzystaniu programów komputerowych umożliwia uzyskanie matematycznego zapisu cech projektu. Inną konstrukcją i parametry będzie posiadał egzoszkielec do zastosowań militarnych lub przemysłowych, natomiast inne wymagania, urządzenie do rehabilitacji. Przeznaczenie egzoszkielec wymusi na projektującym dobór konstrukcji (kończyny górne, dolne, kompleksowy, mobilny, stacjonarny). Należy w tym miejscu wspomnieć o biogodności kinematycznej i dynamicznej egzoszkielec z ciałem użytkownika. W tym celu działania projektującego powinny być ukierunkowane na opracowanie wiarygodnego modelu, możliwie wiernie odzwierciedlającego rzeczywisty obiekt biologiczny. Egzoszkielec posiadający wiele stopni swobody, odzwierciedlający bardzo dobrze kinematykę ciała ludzkiego, może być bardzo trudny do zaprojektowania. Sterowanie takim urządzeniem, może być praktycznie niemożliwe, a na pewno w wielu przypadkach utrudnione. Należy wręcz dążyć do opracowania urządzenia jak najbardziej uproszczonego, które jednocześnie spełni oczekiwania użytkownika.

Konstrukcja urządzenia, powinna być dopasowana do indywidualnej budowy anatomicznej użytkownika i uwzględniać elementy regulacyjne. Nie można w tym miejscu pominąć komfortu użytkownika. W miejscach styku z miękkimi częściami ciała użytkownika, urządzenie powinno być wyłożone sztywniejszą tkaniną, natomiast w przypadku wystających elementów kostnych, jak np. łokieć, zastosowanie miękkiego materiału zapobiegnie powstawaniu dyskomfortu i odcisków. Co więcej, do konstrukcji można wykorzystać materiały zmieniające swoje właściwości pod wpływem oddziaływania elektrostatycznego. Na tym etapie, wręcz jest niezbędne opracowanie modelu matematycznego kończyn. Jednym z problemów, jakie mogą wystąpić przy modelowaniu układu wykonawczego stawu kolanego, jest odwzorowanie jego geometrii. Najprostsze modele traktują staw kolany jako posiadający jeden stopień swobody, a bardziej skomplikowane uwzględniają rzeczywisty ruch stawu kolanego i są oparte na zamkniętym łańcuchu kinematycznym.

Jedną ze składowych procesu modelowania egzoszkielec do zastosowań militarnych, jest określenie warunków atmosferycznych, w jakich będzie on użytkowany. Zmienne warunki atmosferyczne panujące na polu walki, wymuszają zastosowanie odpowiednich materiałów, odpornych na wilgoć, pył i wahania temperatury. W przypadku urządzeń wykorzystywanych w procesie rehabilitacji, procedura ta z oczywistych względów jest zbędna. Szczególną uwagę należy również zwrócić na analizę bezpieczeństwa potencjalnego użytkownika egzoszkielec. Proces tworzenia ma bowiem charakter doświadczalny, którego efektem ubocznym mogą być nieprzewidziane uszkodzenia ciała. Niezbędne jest określenie właściwych parametrów, stosownie do danego schorzenia (na przykład u osoby ze spastycznością zakres ruchu jest znacznie ograniczony). W zależności od przeznaczenia egzoszkielec, należy rozważyć jego modułową budowę, umożliwiającą zmianę wykorzystania urządzenia z uwzględnieniem potrzeb użytkownika. Gotowy produkt w trakcie użytkowania, niejednokrotnie wymaga zmian, ze względu na wprowadzenie nowych standardów i dostosowania do nowego oprogramowania. Konstrukcja egzoszkielec stanowi bazę, natomiast układy wykonawcze, zasilania, sterowania mogą być dowolnie modyfikowane. W konstrukcjach urządzeń obecnie stosowanych budowa modułowa stanowi naturalną ewolucję złożonych systemów ze względu na wydajność, elastyczność, badania stanu i niezawodność. Dodatkowymi zaletami jest skrócenie czasu produkcji i zmniejszenie kosztów.


We wstępnej fazie projektowania należałoby uwzględnić rodzaj elementów wykonawczych oraz system zasilania, jaki będzie zastosowany w urządzeniu (hydrauliczny,

elektryczny, pneumatyczny lub kombinowany). Wykorzystanie ogólnodostępnych elementów w postaci silników, siłowników itp., znacznie skróci czas i ograniczy koszty związane z wytworzeniem urządzenia. W tym miejscu należy dokonać wyboru metody montażu elementów elektronicznych, wykonywania połączeń elektrycznych i układów wykonawczych. W przypadku połączeń elektronicznych egzoszkieletu przy masowej produkcji, może to być montaż powierzchniowy SMT (Surface Mount Technology), przewlekany THT (Through-Hole Technology) lub mieszany. Jednym z celów procesu projektowania i wytwarzania egzoszkieletu powinna być minimalizacja kosztów. Niezwykle istotna jest zatem wiedza konstruktora odnośnie istniejących na rynku rozwiązań konstrukcyjnych, co uchronić może przed przysłowiowym wyważaniem otwartych drzwi. Należy skoncentrować się na rejestracji stanu faktycznego, jego ocenie a następnie przeprowadzeniu usprawnień. W przypadku braku satysfakcjonujących rozwiązań, celowe jest opracowanie nowego typu egzoszkieletu z uwzględnieniem innych parametrów konstrukcyjnych, oprogramowania itp. Na tym etapie można wziąć pod uwagę dwa - trzy rozwiązania i zweryfikować je w terminie późniejszym podczas symulacji. Bardzo ważnym elementem jest również określenie, czy powinny być przeprowadzone dodatkowe badania przed podjęciem decyzji o projektowaniu. Modelowanie, symulacja, analiza komputerowa są koniecznymi elementami procesu projektowania egzoszkieletu. Modele pozwalają na wprowadzanie korekt, eliminację błędów co w efekcie oszczędza koszty gotowego produktu i skraca czas wdrożenia do eksploatacji. Sporządza się roboczy schemat, który może być modyfikowany na dalszych etapach projektu.

Kolejna zaproponowana faza modelowania egzoszkieletu związana jest z wykonaniem prototypu. Na wstępnym etapie jego opracowania, biorąc pod uwagę chociażby koszty związane z jego wytworzeniem, wskazane byłoby zawężenie pola badań do jednej z kończyn. W przypadku drugiej kończyny, można zastosować nieco inne rozwiązanie konstrukcyjne i porównać wyniki testów. Uwzględniając powyższe wymogi, można wykonać elementy w skali pomniejszonej w stosunku do oryginału, co wielokrotnie spotyka się w tego typu działaniach. Podczas testowania określa się, które z elementów nie spełniają oczekiwań, powinny posiadać inną konstrukcję lub rodzaj sterowania itp. W tym miejscu celowe jest testowanie podzespołów oraz kontrola poprawności montażu, co może się odbyć jako AOI (Automatic Optical Inspection).

Niebagatelne znaczenie, ma właściwy dobór osób testujących oraz określenie ilości i rodzaju testów, jakim poddany będzie egzoszkielet. Wyniki testów wskażą na prawidłowość, bądź wadę zastosowanych rozwiązań. Po wprowadzeniu ewentualnych poprawek i ponownych testach, urządzenie jest dopuszczone do użytkowania. Producent, dział marketingowy firmy, bezpośredni sprzedawca i serwis naprawiający powinien otrzymać dokumentację techniczną odpowiednią pod względem szczegółowości. W fazie wytwarzania i eksploatacji egzoszkieletu należy diagnozować i prognozować stan każdego z urządzeń. W tym celu należy gromadzić informacje i we właściwy sposób zarządzać eksploatacją poprzez nadzorowanie zmian stanu, lokalizacji uszkodzeń poszczególnych elementów oraz zagrożeń bezpieczeństwa użytkowników egzoszkieletu.

W każdym z przedstawionych etapów należy dokonywać oceny prototypowych rozwiązań oraz doskonalić je zgodnie z potrzebami. Głównym celem jest krytyczna analiza dotychczasowych rozwiązań, znajomość usterek, słabych punktów i zgłaszanych reklamacji od użytkowników. Można to osiągnąć poprzez właściwą umiejętność wprowadzania do projektu zmian wynikających z postępu technologii w danej dziedzinie. Wyniki testów z poprzednich etapów powinny wytyczać zakres i kierunek prac w etapach następnych.



- *Przedstawiono autorską koncepcję projektowania egzoszkieletu. Zwrócono uwagę na poszczególne etapy z uwzględnieniem wymagań w zależności od zastosowania urządzenia. Szczególną uwagę skierowano na utrzymanie standardów zgodnie z obowiązującymi normami oraz proces powstawania urządzenia poczynszony od fazy zamówienia do fazy użytkowania.*

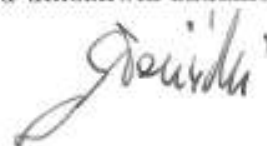
2.4.3. Zdefiniowanie wymagań stawianych egzoszkieletom ze względu na rodzaj napędu (pneumatyczny, hydrauliczny i elektryczny)

Podczas projektowania egzoszkieletu niezbędne jest określenie jego zastosowania i właściwy dobór napędu. Rozwój techniki w ostatnich latach spowodował powstanie małych silników osiągających znaczne prędkości obrotowe, co przy zestawieniu z odpowiednimi przekładniami, umożliwia uzyskanie pożądanego momentu. Do napędu elementów egzoszkieletu można wykorzystać silniki elektryczne, instalację hydrauliczną, pneumatyczną lub zestaw złożony z powyższych. Każdy z napędów ma swoje wady i zalety. Istotnym wskaźnikiem jest stosunek mocy (momentu generowanego lub siły wytwarzanej przez napęd), do masy urządzenia. Najkorzystniejszy stosunek mocy generowanej do masy i objętości mają napędy hydrauliczne, nieco słabsze są pneumatyczne. Napędy pneumatyczne i hydrauliczne w porównaniu z elektrycznymi, charakteryzują się mniejszą sprawnością. W egzoszkielecie z napędem elektrycznym energia pierwotna wykorzystywana do napędu jest gromadzona w akumulatorach elektrochemicznych, a następnie jest ona przetwarzana i przekazywana do napędów wykonawczych. W przypadku napędów pneumatycznych lub hydraulicznych niezbędne jest zgromadzenie odpowiedniej ilości sprężonego gazu lub oleju w odpowiednich zbiornikach. Zaletami napędów elektrycznych w porównaniu do pneumatycznych są: mniejszy hałas podczas pracy, dokładność w sterowaniu, niższa cena, powtarzalność i łatwość określania pozycji. Do wad można zaliczyć niski stosunek osiągniętej mocy do masy silnika z przekładnią oraz duża masa akumulatorów jako źródła zasilania. Wadą napędów hydraulicznych jest możliwość wycieków oraz konieczność zastosowania odpowiednich pomp w celu wytworzenia wysokiego ciśnienia czynnika roboczego, które może wynosić od 20 do 50 MPa.

- *Scharakteryzowano wady i zalety każdego z napędów ze szczególnym zwróceniem uwagi na zastosowanie w egzoszkielecie oraz przedstawiono ich podstawowe własności. Do opracowanego autorskiego modelu muskułu zaimplementowano parametry wybranego produktu, co pozwoliło na przedstawienie charakterystyki siły generowanej przez mięsień w funkcji współczynnika zmniejszenia długości w zależności od ciśnienia roboczego czynnika. Szczególną uwagę zwrócono na układy zasilania silników elektrycznych.*

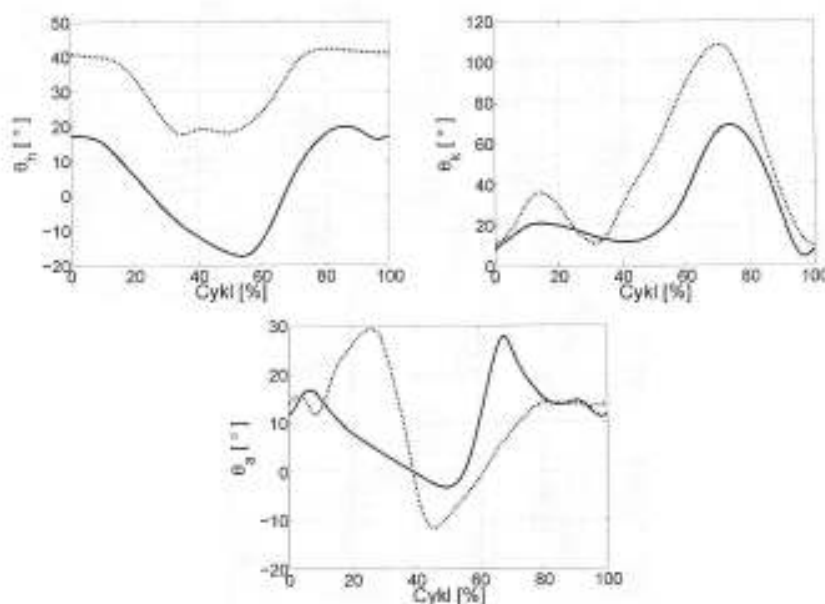
2.4.4. Analiza kinematyki układu szkieletowego człowieka w celu wyboru adekwatnego modelu egzoszkieletu (liczba stopni swobody, uproszczenia)

W rozdziale trzecim przedstawiłem rodzaje par kinematycznych w odniesieniu do układu kostno-mięśniowego i zobrazowałem wybrane ruchy w stawach człowieka. Scharakteryzowałem metodykę postępowania przy wyznaczaniu modeli kinematycznych w oparciu o notację Denavita-Hartenberga. W kolejnej części tego rozdziału przedstawiłem problematykę związaną z planowaniem trajektorii ruchu egzoszkieletu. Scharakteryzowałem profile prędkościowe i wielomiany trzeciego oraz piątego stopnia do planowania toru ruchu. Z przeprowadzonych analiz i symulacji symulacji można wywnioskować, że wielomian piątego stopnia w planowaniu trajektorii ruchu egzoszkieletu umożliwia zadanie pozycji,



prędkości i przyspieszenia na początku i końcu trajektorii. Ponadto zastosowanie profilu prędkościowego kosinusowego zapewnia ciągły przebieg przyspieszenia w przeciwieństwie na przykład do profilu trapezowego. Wykorzystanie wielomianu piątego stopnia ma decydujący wpływ na komfort użytkownika (pacjenta) ponieważ nie występują skokowe zmiany przyspieszenia.

W celu opracowania egzoszkieletu kończyn dolnych niezbędne jest określenie prawidłowego chodu. Określa się go jako serię rytmicznych, naprzemiennych ruchów tułowia i kończyn, której rezultatem jest przemieszczenie środka ciężkości. Inaczej mówiąc, składa się on ze zmiennych złożonych zachowań, zawierających przenoszenie masy ciała podczas trwania pojedynczej fazy podporu z równoczesną kontrolą ruchu w przód. Podczas chodu, co najmniej jedna stopa jest zawsze w kontakcie z ziemią, podczas gdy w biegu w charakterystycznych momentach występuje lot. Główną siłą napędową jest spadek przeniesionej masy ciała w przód. Analizę chodu człowieka można przeprowadzać za pomocą metod obserwacji i pomiaru przy wykorzystaniu czujników sensorycznych. W metodach opartych na obserwacji nie ma powszechnie stosowanych standardów. Elementy brane pod uwagę, to ocena poszczególnych nieprawidłowości w odchyleniu od wzorca. W związku z powyższym, występuje trudność porównywania wyników przez różnych badających. Podstawową jednostką w badaniach analizy chodu jest jego cykl, który trwa od chwili kontaktu pięty z podłożem jednej kończyny, do chwili kontaktu tej samej kończyny z podłożem. Na rysunku 1 przedstawiłem zmianę kątów kończyny, opracowaną na podstawie położenia charakterystycznych punktów, podczas chodu i biegu z prędkościami 1 i 3 m/s.



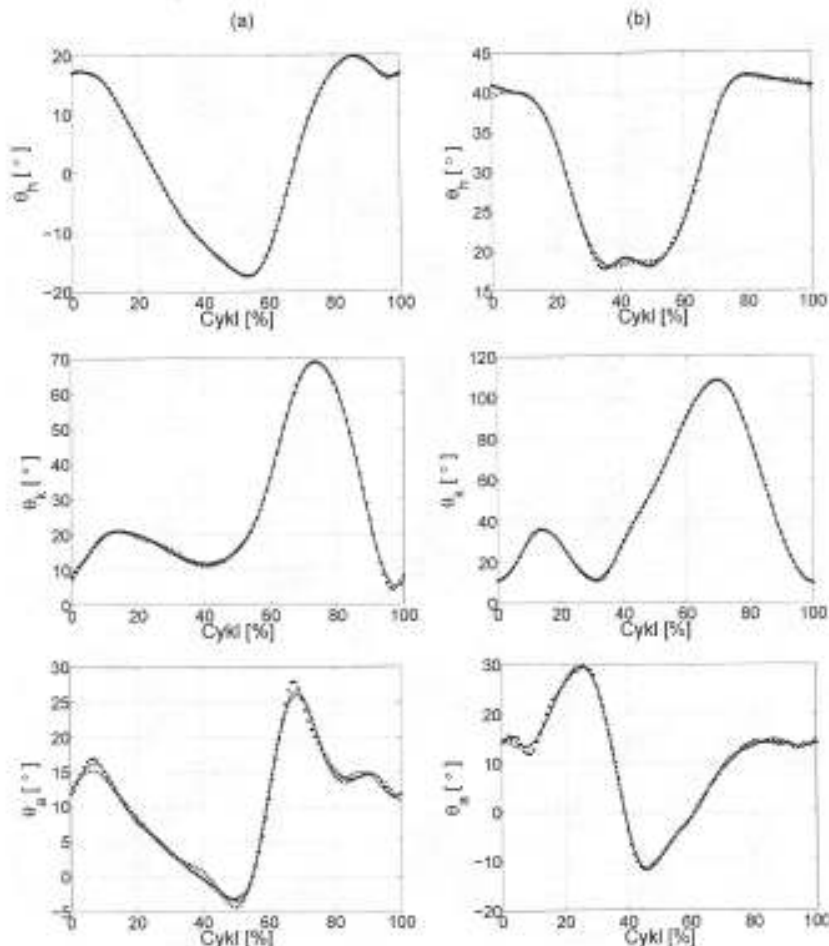
Rys. 1. Zmiana kątów w stawie biodrowym θ_h , kolanowym θ_k , skokowym θ_a w płaszczyźnie strzałkowej dla chodu swobodnego (—) i biegu (---)

Uzyskane dane poddałem obróbce poprzez przekształcenie wyników za pomocą funkcji trygonometrycznych. Uzyskałem w ten sposób wartości kątów w stawie biodrowym, kolanowym i skokowym. Określiłem początek i koniec każdego z kroków, które różniły się liczbą próbek (od 115 do 120 próbek na jeden krok). Kolejny etap polegał na znormalizowaniu, wyznaczeniu średniej i uzyskaniu 100 próbek w 1 kroku. Wzrost prędkości przemieszczania wpływa na zmianę kąta w stawie biodrowym o około 20° w stosunku do chodu. Jest to związane z pochyleniem ciała człowieka podczas biegu.

Głowiński

W stawie kolanowym w fazie wymachu zwiększa się jego kąt o około 40° . Odpowiednio, w stawie skokowym w fazie podporu różnica wynosi około 30° .

Zmianę kątów w poszczególnych stawach w cyklu chodu opisałem za pomocą szeregu trygonometrycznego Fouriera, oraz funkcją wyrażoną poprzez sumę sinusów. Do tego zadania wykorzystałem pakiet Matlab z toolbox'em CurveFit, natomiast wyniki zobrazowałem na rysunku 2. Zauważa się bardzo dobre dopasowanie zaproponowanych modeli, ponieważ współczynnik determinacji R^2 osiąga wartości od 0,9953 do 0,9998.

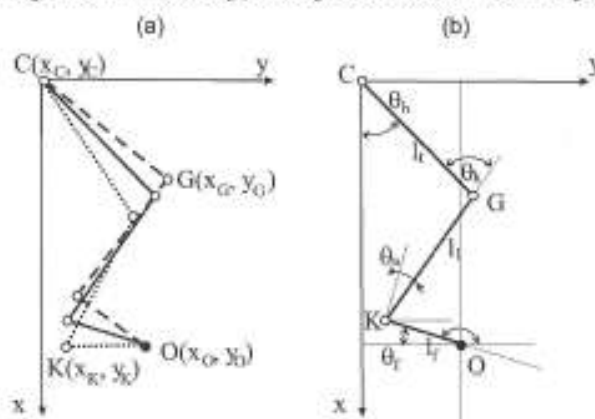


Rys. 2. Zmiana kątów i stawów kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej, chód swobodny (a), bieg (b): pomiar (•), szereg Fouriera (—), suma sinusów (---)

Wyznaczone parametry mogą stanowić pewien wzorec w procesie rehabilitacji osób z problemami ruchu. Większym problemem jest wyznaczenie kątów w poszczególnych stawach kończyny jeśli znamy tylko współrzędne efektora (którym może być część dystalna kończyny) w położeniu końcowym. Szczęólnego znaczenia nabiera to w rehabilitacji. Pacjenci, szczególnie po wypadkach mają ograniczony zakres ruchu w stawach. W większości przypadków rehabilitacja polega na współpracy z fizjoterapeutą, który bazując na doświadczeniu określa zakres ruchu stawów pacjenta. Do wyznaczenia kątów można wykorzystać kinematykę odwrotną. Zadanie odwrotne kinematyki polega na wyznaczeniu wszystkich możliwych zbiorów wartości przemieszczeń kątowych i liniowych (współrzędnych konfiguracyjnych) w połączeniach ruchowych. Umożliwiają one osiągnięcie zadanych położeń pozycji i orientacji efektora. Rozwiązanie tego problemu, jest znacznie trudniejsze niż proste zadanie kinematyki, ponieważ nie istnieje bezpośrednia procedura pozwalająca

Głowiński

na jego uzyskanie. W monografii zaproponowałem model kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej o trzech stopniach swobody, który zobrazowano na rysunku 3.



Rys. 3. Model kinematyczny kończyny dolnej o trzech stopniach swobody, przykładowe rozwiązania kinematyki (a), podstawowe parametry (b)

Jeśli daną wejściową będzie tylko położenie efektora (bez podania orientacji - nachylenia stopy względem podłoża), określone dwiema współrzędnymi $O(x_O, y_O)$, rozwiązań jest nieskończona liczba. Jeśli znamy kąt pomiędzy osią podłużną stopy, a podłożem θ_f , korzystając z zależności trygonometrycznych, bez problemu można wyznaczyć trzy kąty stawu biodrowego θ_h , kolanowego θ_k oraz skokowego θ_a . Do rozwiązania powyższego problemu zaproponowałem autorski algorytm postępowania. Podczas czynności wstępnych wyznacza się przestrzeń roboczą, wykorzystując kinematykę prostą. W tym celu należy określić stałe parametry dotyczące odległości między stawami. Następnie podaje się zakres kątów, gdzie dla każdego użytkownika (pacjenta) może być on inny np. ze względu na schorzenie danego pacjenta. Mając przestrzeń roboczą, trzeba wyznaczyć współrzędne charakterystycznych punktów, w których kąty odpowiadają największemu komfortowi użytkownika. Jest to szczególnie istotne u pacjentów z przykurczami, wyjście poza dozwolony zakres kątów może być niebezpieczne. Z przeprowadzonych badań wynika, że w przypadku, gdy współrzędna efektora $y < 0$, kąt nachylenia stopy względem podłoża jest ujemny. Wyznaczenie charakterystycznych punktów pozwala na stworzenie bazy danych z optymalnymi położeniami (kątami), ze względu na komfort i możliwości ruchowe użytkownika. Jeśli użytkownik w położeniu wyjściowym stoi prosto, poszczególne kąty można określić jako $\theta_{h,k} = 0^\circ$ oraz $\theta_a = 20^\circ$. Podanie współrzędnych, które chcemy żeby osiągnął efektor wymaga ponadto sprawdzenia, czy znajdują się one w przestrzeni roboczej. Następnie szukane jest najbliższe położenie z bazy danych i obliczana odległość do pozycji oczekiwanej. W dalszym etapie, korzystając z kryterium minimalnej zmiany kątów (z najbliższego położenia z bazy danych do wymaganej pozycji) możemy uzyskać jedno rozwiązanie (określone kąty $(\theta_h, \theta_k, \theta_a)$), które będą najbardziej korzystne pod względem indywidualnego komfortu użytkownika. O wartości kątów i zakresie ruchu w stawie decyduje lekarz lub fizjoterapeuta w zależności od rodzaju danego schorzenia. Dobranie niewłaściwego zakresu kątów może skutkować nawet uszkodzeniem mięśni i ścięgien. Inna sytuacja występuje w przypadku osób, które są zdrowe i celem ćwiczeń jest uzyskanie lepszej sprawności. Znając orientację członów możemy wyznaczyć trajektorie znanymi metodami.

Istnienie nieskończonej liczby rozwiązań można z powodzeniem wykorzystać w procesie rehabilitacji. Jeśli zdefiniujemy określone wartości kątów jako graniczne, optymalne lub

Głowiński

łagodne, to istnieje możliwość stworzenia bazy danych z wartościami kątów. Na przykład, dla osoby która jest po udarze, wypadku i zaczyna proces rehabilitacji wybierany będzie program "łagodny". Fizjoterapeuta może określić w jakim zakresie powinny zmieniać się kąty w danym stawie w zależności od wieku, płci pacjenta. W procesie optymalizacji położenia i trajektorii można wykorzystywać różne kryteria. Jednym z nich może być jak najmniejsza energia niezbędna do uzyskania określonego położenia. Inne kryterium może ograniczać osiąganie przez stawy maksymalnych wartości kątów. W przypadku zbliżonej do minimalnej lub maksymalnej wartości kąta w danym stawie funkcja celu osiąga dużą wartość, co jest zjawiskiem niepożądanym w procesie optymalizacji.

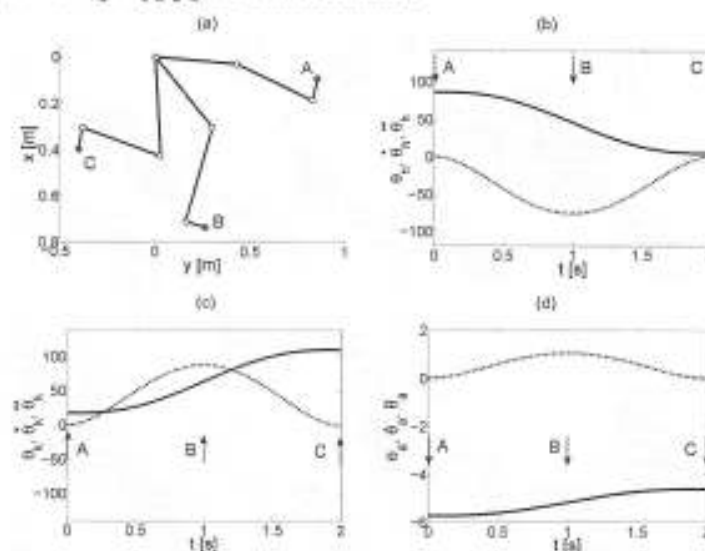
Do modelowania wykorzystałem metodę programowania nieliniowego z ograniczeniami. W tym celu, użyłem funkcji *fmincon*, zaimplementowanej w pakiecie Matlab. Funkcja *fmincon* w zadaniu optymalizacyjnym, realizuje zadanie poszukiwania minimum funkcjonalu f , zależnego od szukanych wektorów niewiadomych θ , przy różnych typach więzów. Można ją zapisać jako funkcję kątów:

$$f(\theta) = \left(\frac{\theta_h - \theta_{h_{opt}}}{\theta_{h_{min}} - \theta_{h_{max}}} \right)^2 + \left(\frac{\theta_k - \theta_{k_{opt}}}{\theta_{k_{min}} - \theta_{k_{max}}} \right)^2 + \left(\frac{\theta_a - \theta_{a_{opt}}}{\theta_{a_{min}} - \theta_{a_{max}}} \right)^2 \quad (1)$$

przy nałożonych więzach typu nierównościowego nałożonych na kąty. Ponadto jeśli zdefiniujemy dokładność jaką powinien osiągnąć efektor od położenia zadanego:

$$\begin{aligned} (x_k - (l_l \cos \theta_h + l_l \cos(\theta_h - \theta_k) - l_f \sin(\theta_h - \theta_k - \theta_a))^2 &< 0,0001 \quad \text{m} \\ (y_k - (l_l \sin \theta_h + l_l \sin(\theta_h - \theta_k) + l_f \cos(\theta_h - \theta_k - \theta_a))^2 &< 0,0001 \quad \text{m} \end{aligned} \quad (2)$$

uzyskujemy wartości kątów $\theta_h, \theta_k, \theta_a$. Uzyskane kąty są najbardziej komfortowe dla danego użytkownika zgodnie z przyjętymi założeniami.



Rys. 4. Zmiana kątów (—), prędkości kątowych (---) i przyspieszeń kątowych (---), stawów kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej (a), staw biodrowy (b), staw kolanowy (c), staw skokowy (d)

Przykładowo, jeśli położenie wyjściowe kończyny dolnej, osoby o wzroście 1,75 m określone zostanie za pomocą współrzędnych wyjściowych przedstawionych w tabeli 1, można wyznaczyć poszczególne kąty w stawach wykorzystując kinematykę prostą. Po określeniu położenia docelowego za pomocą współrzędnych $x_k y_k = (0,400; -0,400)$ i uruchomieniu funkcji *fmincon* uzyskuje się wartości kątów poszczególnych stawów w położeniu zadanym. Należy zwrócić uwagę, że są to kąty optymalne zgodnie z przyjętymi

Głowiński

Tab. 1. Współrzędne efektora i kąty poszczególnych stawów w kinematyce odwrotnej kończyny dolnej

Położenie efektora	Współrzędna		Kąty		
	x [m]	y [m]	θ_h [°]	θ_k [°]	θ_a [°]
Wyjściowe A	0,089	0,856	86	17	$-5^{\circ}40'$
Końcowe C	0,400	-0,400	17	108	$-4^{\circ}40'$
Pośrednie B	0,738	0,250	44	67	$-5^{\circ}10'$

kryteriami. Następnie wykorzystując wielomian można wygenerować trajektorie przy nałożonych ograniczeniach na maksymalne wartości prędkości i przyspieszeń i uzyskać położenia efektora pośrednie. Wyniki przykładu przedstawiono na rysunku 4. Przeprowadzone symulacje wskazały na poprawność funkcji celu, ponieważ z różnych położenia startowych x_0y_0 uzyskiwano jednakowe wartości kątów w położeniu zadanym.

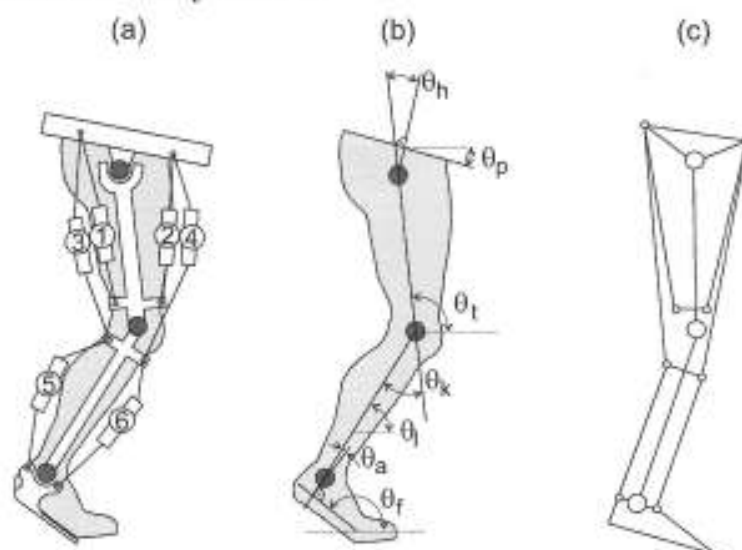
- Scharakteryzowano układ ruchowy człowieka i zaproponowano jego model kinematyczny przy wykorzystaniu notacji Denavita-Hartenberga. Na tej podstawie opracowano macierz przemieszczeń.
- Opisano typowe profile prędkościowe wykorzystywane do planowania ruchu egzoszkietów i wyznaczania trajektorii, scharakteryzowano ich wady i zalety.
- Przeprowadzono symulacje wskazujące na możliwość wykorzystania wielomianu trzeciego i piątego stopnia do planowania trajektorii ruchu egzoszkietu. Uzyskane wyniki badań potwierdziły zasadność wykorzystania wielomianu piątego stopnia.
- Dokonano pomiarów poszczególnych punktów kończyny podczas chodu i biegu, a następnie wykorzystując metody numeryczne przeprowadzono identyfikację każdej z trajektorii.
- Opracowano cyklogramy stawu biodrowego z kolanowym i skokowym odzwierciedlające kinematykę chodu i biegu człowieka.
- Zaproponowano autorski algorytm kinematyki odwrotnej, który można wykorzystać do wyznaczenia położenia komfortowych dla użytkownika - pacjenta. Ma to szczególne znaczenie w przypadku rehabilitacji. Wprowadzane ograniczenia mogą być dobierane w zależności od potrzeb i rodzaju schorzenia danego pacjenta. Zaproponowany algorytm pozwala na wyznaczenie kątów i trajektorii w kinematyce odwrotnej kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej.

2.4.5. Kinematyka i dynamika autorskich modeli egzoszkietów o napędzie pneumatycznym, hydraulicznym i elektrycznym kończyn dolnych w płaszczyźnie strzałkowej

Na wstępie określiłem zależności kinematyczne charakterystycznych punktów kończyny i mocowania egzoszkietu. Wymagało to sformułowania odpowiednich równań, niezbędnych do przeprowadzenia analizy kinematycznej i dynamicznej. Przedstawione przeze mnie struktury kinematyczne, mogą być wykorzystane do opracowania modeli

Głowiński

w pakietach, takich jak SimMechanics, SolidWorks, Adams lub MapleSim. Przyjęte oznaczenia umożliwiają dowolny dobór wymiarów, w zależności od potrzeb użytkownika. Przykładowy model egzoszkieletu pneumatycznego kończyny dolnej, do imitacji chodu człowieka, przedstawiłem na rysunku 5.



Rys. 5. Pneumatyczny model egzoszkieletu kończyny dolnej (a), kąty wybranych stawów (b), model komputerowy (c)

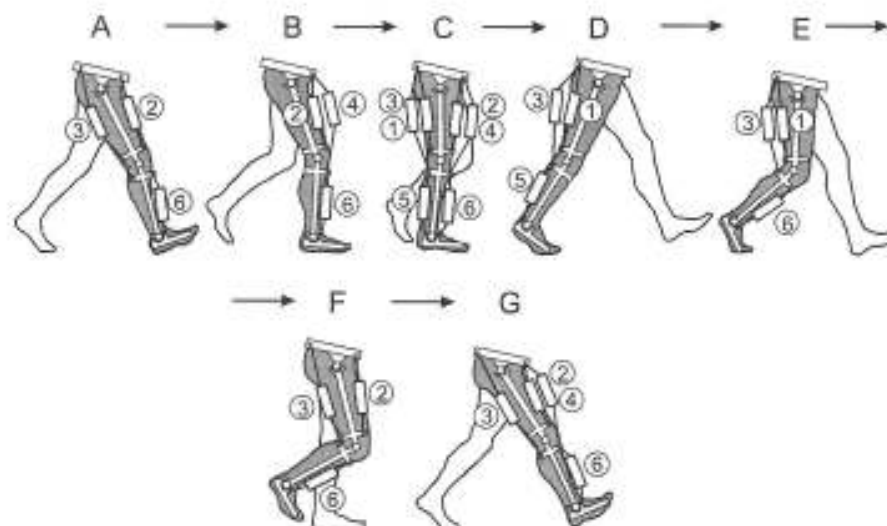
Jako prosty układ wykonawczy zaproponowano sześć mięśni, zastępujących wybrane partie mięśni. Mięśnie 1 - pośladkowy wielki (*gluteus maximus*), 2 - biodrowo-łędźwiowy (*musculus iliopsoas*), odpowiadają za prostowanie i zginanie stawu biodrowego. Mięśnie 3 - kulszowo-goleniowy (*hamstring*), 4 - czworogłowy uda (*vastus lateralis*), wspomagają zginanie oraz prostowanie podudzia. Do zginania i prostowania stawu skokowego zaproponowano mięśnie 5 - brzuchaty łydki (*musculus gastrocnemius*) oraz 6 - piszczelowy przedni (*tibialis anterior*). W rzeczywistości mięsień biodrowo-łędźwiowy jest przyczepiony do kręgosłupa, co zapobiega poruszaniu miednicą. Z tego względu, że sztuczne mięśnie mogą działać jedynie skurczowo, do realizacji ruchów dwukierunkowych użyto pary mięśni działających antagonistycznie. Udział mięśni egzoszkieletu podczas wykonywania jednego kroku, mięśni w poszczególnych fazach jednego kroku zobrazowałem na rysunku 6.

Analizę kinematyki egzoszkieletu pneumatycznego rozpocząłem od określenia stałych parametrów przedstawionych na rysunku 7. Na tej podstawie, można wyznaczyć współrzędne charakterystycznych punktów. Niektóre z nich są stałe, jak na przykład punkty *A*, *B*, *C*. W pozycji wyjściowej (kość udowa i podudzia jest skierowana pionowo w dół, stopa ułożona jest poziomo), wyznaczyłem więc współrzędne zamocowania mięśni z cięgnami.

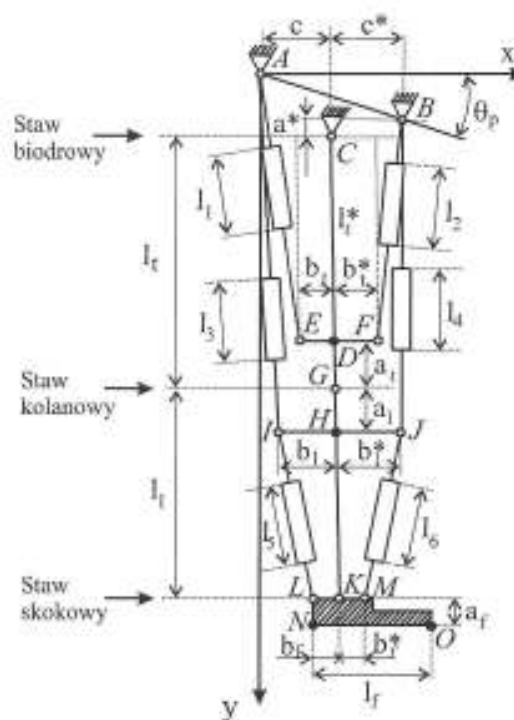
Następnie znając odległości pomiędzy charakterystycznymi punktami dobrałem długość mięśni w spoczynku l_{10} , l_{20} , ..., l_{60} , oraz wyznaczyłem długość samych cięgien l_{10}^* , l_{20}^* , ..., l_{60}^* , którymi mięśnie są zamocowane do ramy egzoszkieletu. W czasie pracy egzoszkieletu, pominałem zmianę długości samych cięgien. W celu określenia położenia charakterystycznych punktów, wykorzystałem macierze kosinusów kierunkowych.

Określiłem kąty w każdym ze stawów i wyznaczyłem zmianę długości mięśni, podczas jednego kroku chodu i biegu, bazując na danych uzyskanych z pomiarów, przedstawionych we wcześniejszym rozdziale monografii. Długości mięśni w spoczynku, przy

Głowiński



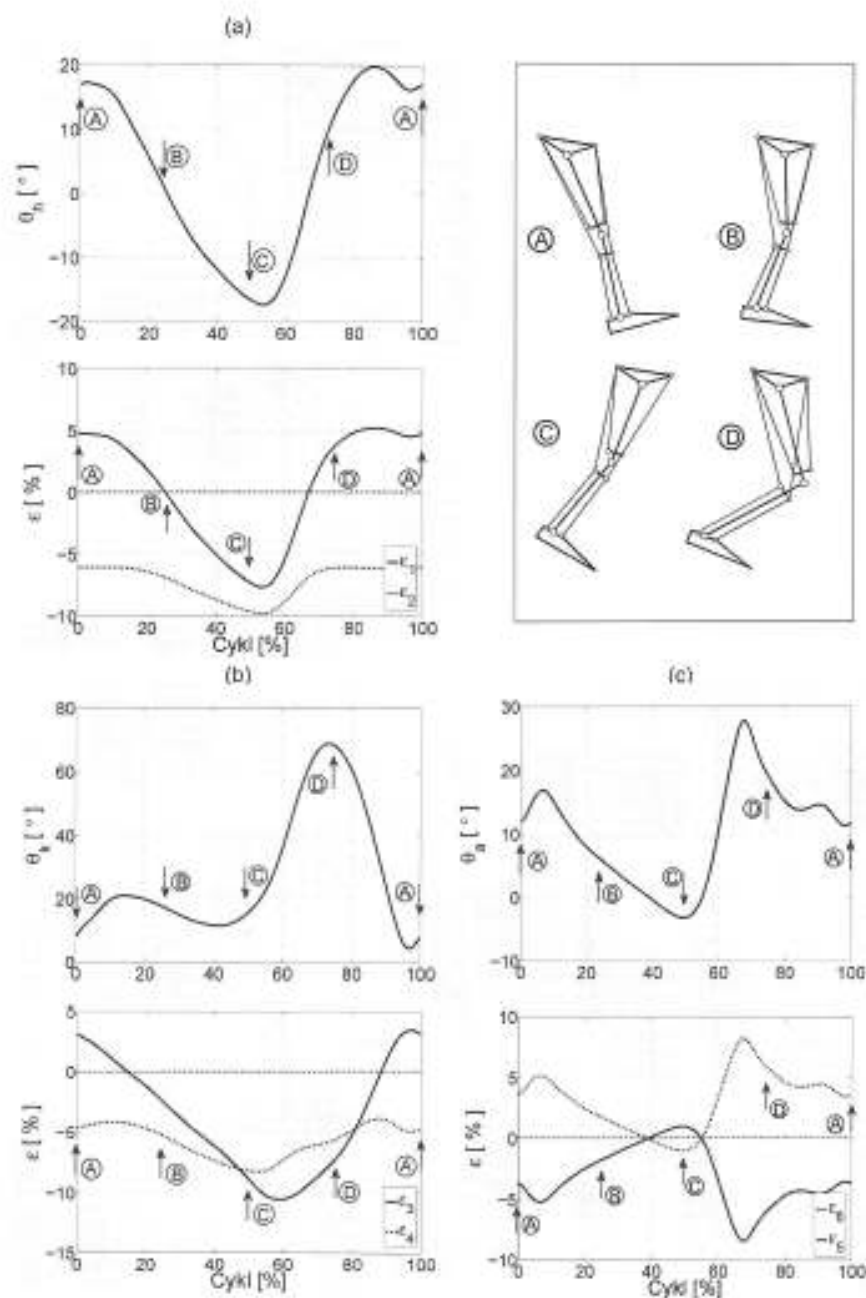
Rys. 6. Aktywność mięśni w poszczególnych fazach jednego kroku



Rys. 7. Schemat strukturalny z parametrami modelu egzoskieletu pneumatycznego kończyn dolnych

kącie pochylenia miednicy wynoszącym 12° dla chodu swobodnego i biegu, określono jako $l_{10, \dots, 60} = [0,38; 0,36; 0,44; 0,41; 0,28; 0,28m]$. Ujemne wartości na wykresach, wskazują na zmniejszenie długości (skrócenie mięśnia), w stosunku do wielkości wyjściowej, natomiast wartości dodatnie na jego wydłużenie w [%]. Na rysunku 8a, przedstawiono zmianę kątów w stawie biodrowym i zmianę długości mięśniów bazując na danych pomiarowych przeprowadzonych przez autora. W pierwszej fazie, w momencie dotknięcia piętą do podłoża, zauważalne jest wydłużenie mięśnia 1, i skrócenie mięśnia 2. W połowie cyklu, występuje skrócenie obu mięśniów, z których pierwszy o 8% od położenia wyjściowego, a drugi o 10%. W punkcie B, długość pierwszego mięśnia jest wyjściowa (nie jest rozciągnięty i skrócony), podczas gdy drugi, jest skrócony o wartość 7%. Jest to związane z pochyleniem

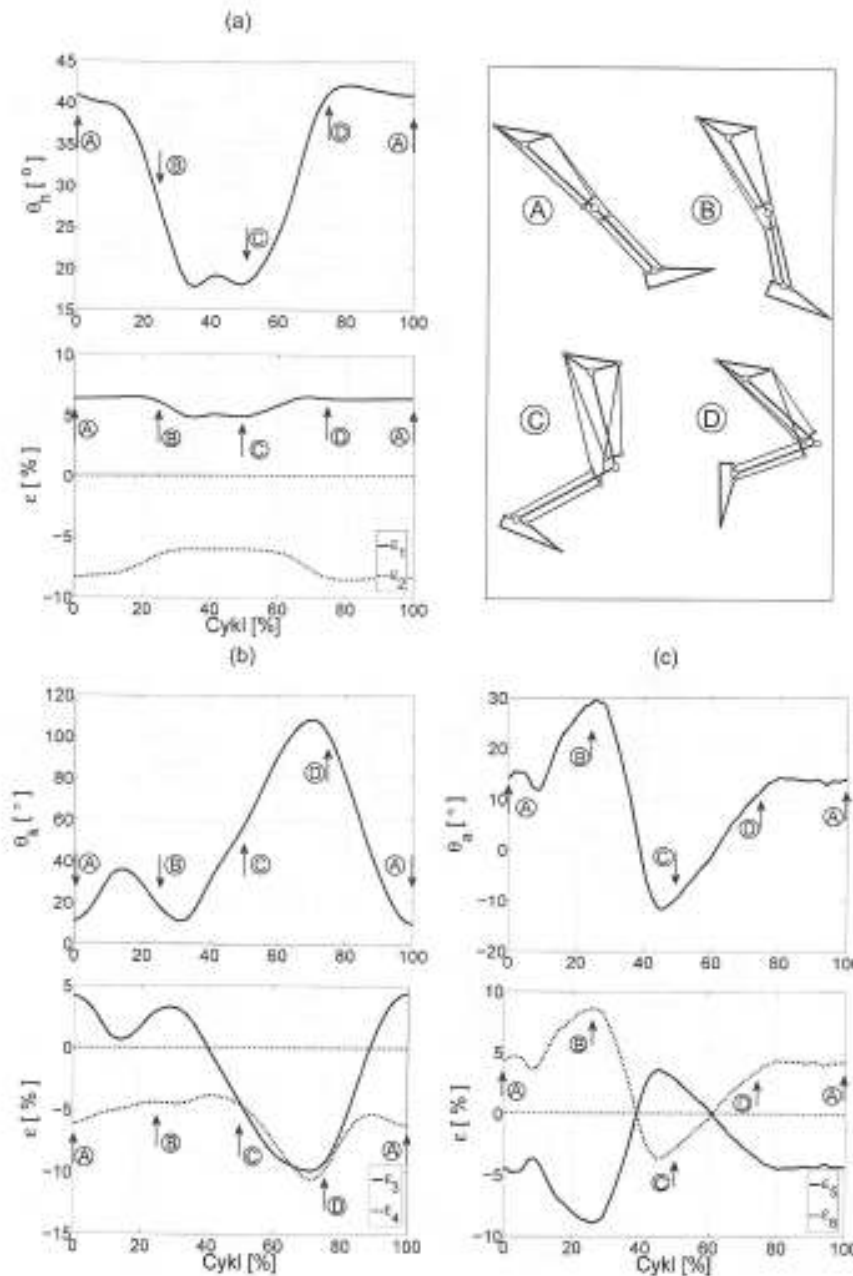
Głowiński



Rys. 8. Zmiana kątów stawów i długości mięśni pneumatycznych egzoszkieletu, w chodzie swobodnym, staw biodrowy (a), staw kolanowy (b), staw skokowy (c)

miednicy do przodu. Warto zwrócić uwagę, że w pozycji wyjściowej wartość ta wynosiła 0° . W stawie kolanowym, na początku (punkt A) mięsień trzeci jest wydłużony. Przyczyną jest wysunięta kończyna do przodu. Tym samym, mięsień czwarty jest skrócony o wartość 5%. Charakterystyczne jest, że w punkcie B, mięsień trzeci jest skrócony o wartość około 2,5%, ze względu na zgięte kolano. Wpływ na to, ma również zamocowanie przyczepu trzeciego i czwartego mięśnia poniżej stawu kolanowego. Na rysunku c), zobrazowano zmianę długości mięśni odpowiedzialnych za staw skokowy. Mięsień piąty (zamocowany z tyłu) na początku jest skrócony, ze względu na pochylenie stopy, następnie zwiększa swoją długość i około 50 % fazy kroku jest wydłużony o 1%. Mięsień szósty, jest wydłużony, następnie zmniejsza swoją długość. Około 68% fazy jednego kroku, jego wydłużenie osiąga

Głowiński



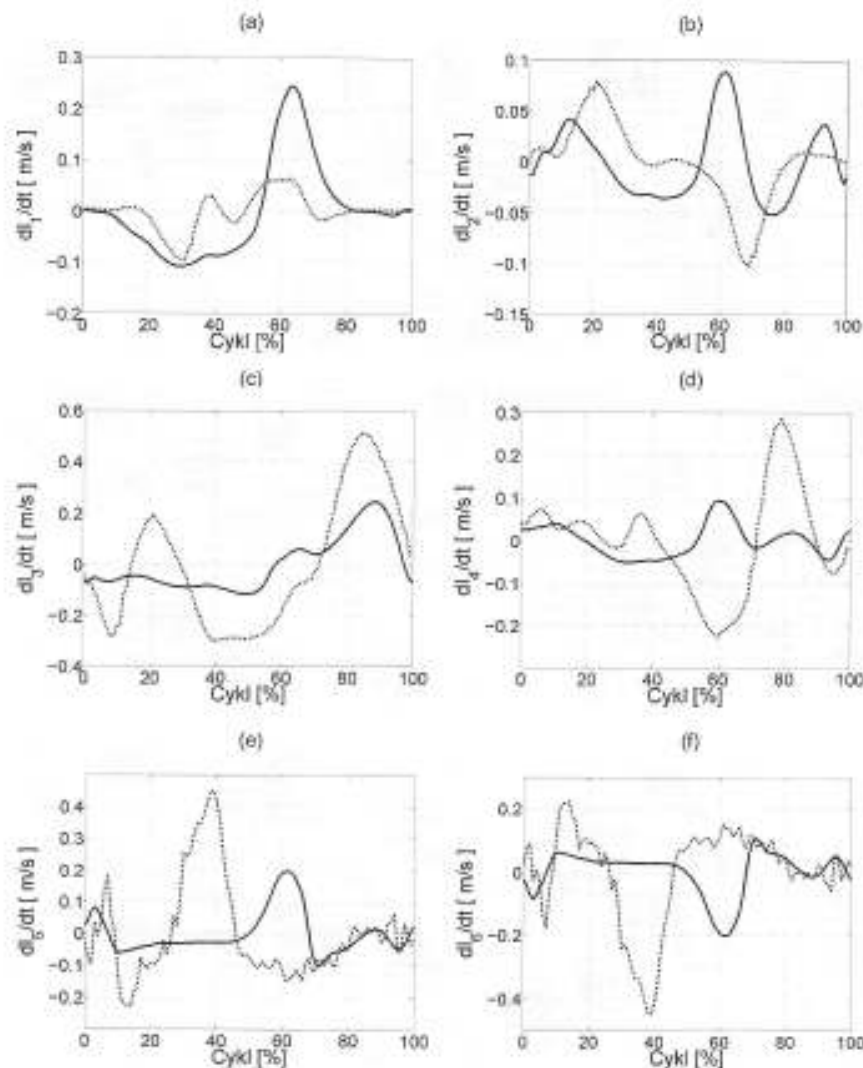
Rys. 9. Zmiana kątów stawów i długości mięśni pneumatycznych egzoskieletu, podczas biegu, staw biodrowy (a), staw kolanowy (b), staw skokowy (c)

maksymalną wartość wynoszącą 8%. Podobną sytuację można zaobserwować podczas biegu, którą przedstawiono na rysunku 9.

Prędkość zmiany długości każdego z mięśni podczas chodu i biegu, zobrazowałem na rysunku 10. Linia ciągłą oznaczyłem poszczególne wartości związane z chodem, natomiast linią przerywaną prędkość wydłużania i skracania każdego mięśnia, wyrażoną [m/s], podczas biegu. Najmniejsze wartości skracania i wydłużania obserwuje się w przypadku mięśnia drugiego, zarówno dla chodu jak i podczas biegu. Wynoszą one odpowiednio 0,08 i 1 m/s. Największe wartości, są charakterystyczne dla mięśnia trzeciego, piątego i szóstego.

Kolejną czynnością jest określenie, jakie ciśnienie powinno być doprowadzone do każdego z mięśni, w celu uzyskania właściwego zmniejszenia ich długości. Ze względu

Głowiński



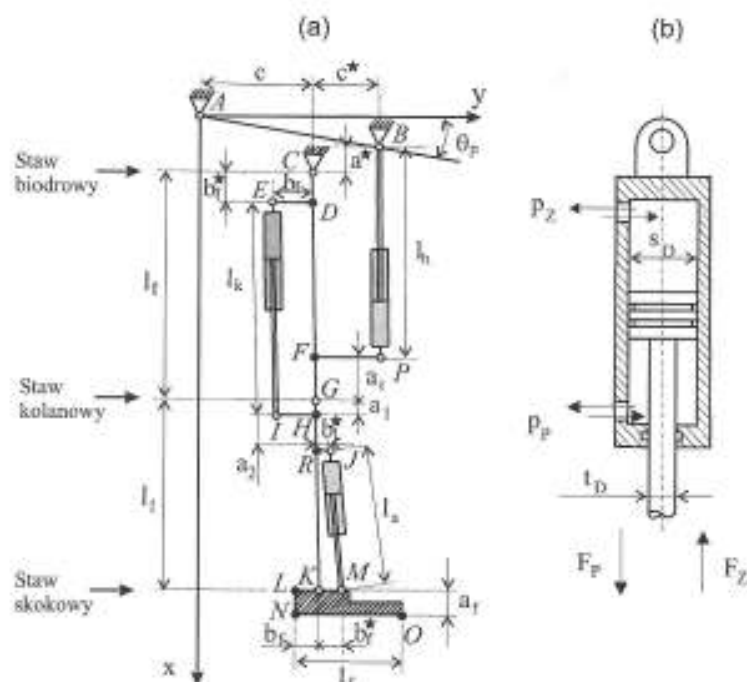
Rys. 10. Prędkość zmiany długości mięśni pneumatycznych podczas chodu (—) i biegu (····) [m/s]: mięsień 01 (a), mięsień 02 (b), mięsień 03 (c), mięsień 04 (d), mięsień 05 (e), mięsień 06 (f)

na fakt, że praca nie zawiera problematyki związanej ze sterowaniem egzoszkieletoń dalsze analizy pominąłem.

W następnej części rozdziału czwartego monografii opracowałem model egzoszkieletu o napędzie hydraulicznym. Na rysunku 11 przedstawiłem autorski model egzoszkieletu kończyny dolnej z napędem hydraulicznym. Do napędu kończyny, zaproponowałem trzy siłowniki hydrauliczne dwustronnego działania. Siłownik pierwszy, jest odpowiedzialny za kąt w stawie biodrowym. Drugi siłownik, umieszczony w tylnej części kończyny (w płaszczyźnie strzałkowej), odpowiada za kąt w stawie kolanowym. Jego cechą charakterystyczną jest dolny przyczep, znajdujący się poniżej stawu kolanowego. Zadaniem ostatniego, trzeciego siłownika jest ustalanie właściwego kąta w stawie skokowym.

Następnie wyznaczyłem współrzędne charakterystycznych punktów egzoszkieletu wykorzystując macierze kosinusów kierunkowych, podobnie jak w przypadku egzoszkieletu o napędzie pneumatycznym. Jako układy wykonawcze, zaproponowałem cylindry dwustronne z tłoczkami jednostronnymi. Schemat siłownika przedstawiłem na rysunku 11b. Decydujący wpływ na generowany moment ma odległość siłownika od danego stawu. Im siłownik jest umieszczony dalej, tym można uzyskać większy moment. Podobnie,

Głowiński



Rys. 11. Schemat strukturalny z parametrami modelu egzoskieletu hydraulicznego kończyn dolnych (a), przekrój siłownik hydraulicznego dwustronnego działania (b)

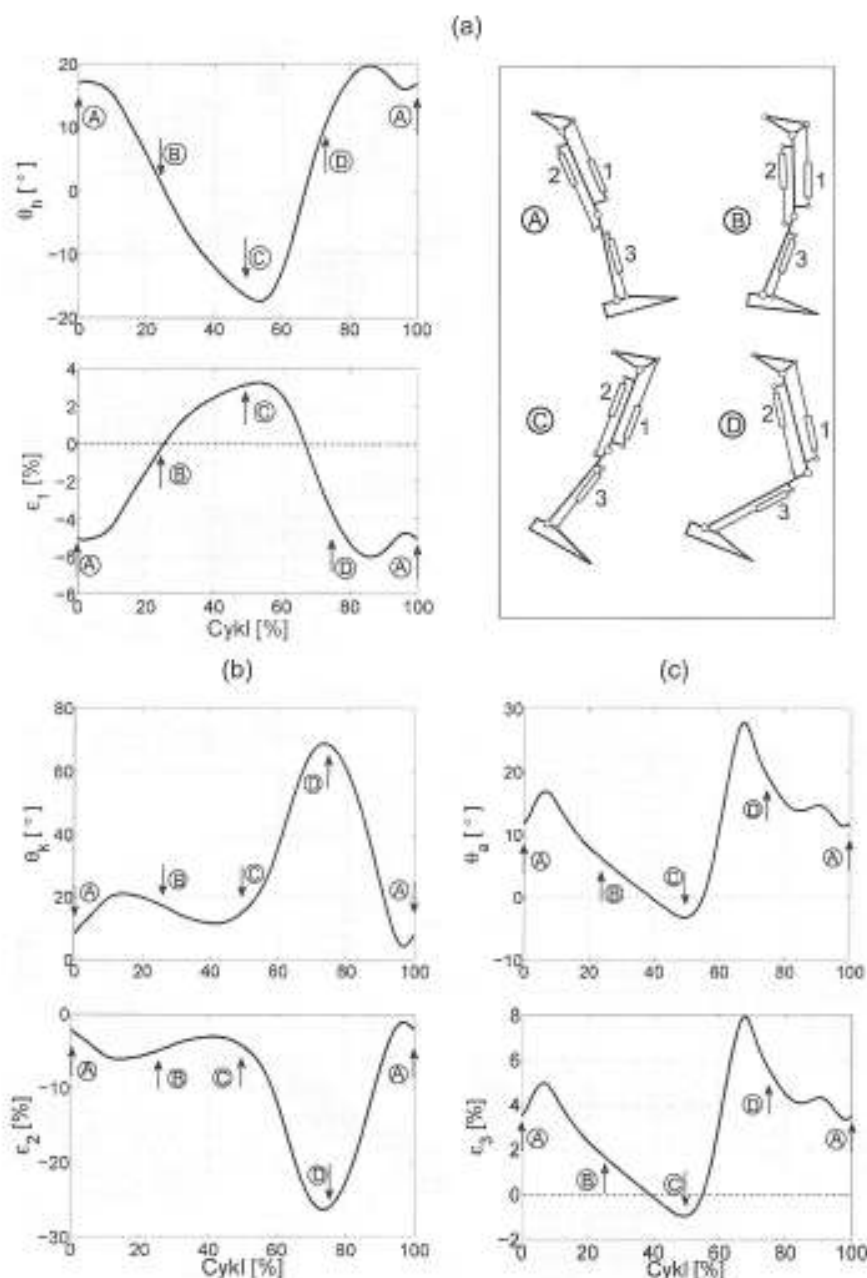
siłowniki o większej średnicy, mogą generować większy moment, jednak wymaga to większej ilości czynnika roboczego. Podstawą jest dobór odpowiedniego rodzaju siłownika (średnica, minimalna i maksymalna długość oraz mocowanie w charakterystycznych punktach B, P, E, I, J, M). Siłowniki powinny zapewnić pełny zakres ruchu kąтового każdego ze stawów. W tym momencie, należy zwrócić uwagę, na sposób zamocowania siłowników (położenie tłoczyska). Przy stałym ciśnieniu, większą siłę uzyska się podczas prostowania stawu biodrowego, kolannowego i zginaniu podaszwowym w przypadku stawu skokowego.

Na rysunkach 12 i 13, przedstawiłem zmianę kątów poszczególnych stawów i długości siłowników egzoskieletu hydraulicznego, w chodzie swobodnym i podczas biegu. Długość tłoka siłownika, została określona, jako połowa odległości między punktami mocowania siłowników w położeniu wyjściowym. Poszczególne siłowniki zostały oznaczone na rysunku cyframi od 1 do 3.

W celu zobrazowania metodyki postępowania, wyprowadziłem równań kinematyczne i dynamiczne ruchu egzoskieletu. Wykorzystując program komputerowy do modelowania 3D, bazując na danych katalogowych opracowałem modele poszczególnych części egzoskieletu, a następnie określiłem rodzaj materiału z którego elementy są wykonane. Pozwoliło to na wyznaczenie momentów bezwładności każdego z elementów. Bazując na uzyskanych danych oraz danych antropometrycznych, dokonałem analizy statycznej i dynamicznej układów, co pozwoliło na wyznaczenie sił niezbędnych do wykonania założonego ruchu.

W celu wyznaczenia sił potrzebnych do podniesienia ciała człowieka z pozycji przysiadu do pozycji stojącej, początek układu współrzędnych związane ze stawem skokowym. Model kinematyczny zobrazowano na rysunku 14c. W następnym etapie wyznaczyłem współrzędne środków masy, prędkości i przyspieszenia poszczególnych członów egzoskieletu wraz z kończyną dolną. Położenie wyjściowe odpowiadało przysiadowi w chwili t_0 , natomiast końcowe pozycji stojącej t_k . Na rysunku 15 a, przedstawiono rozkład sił

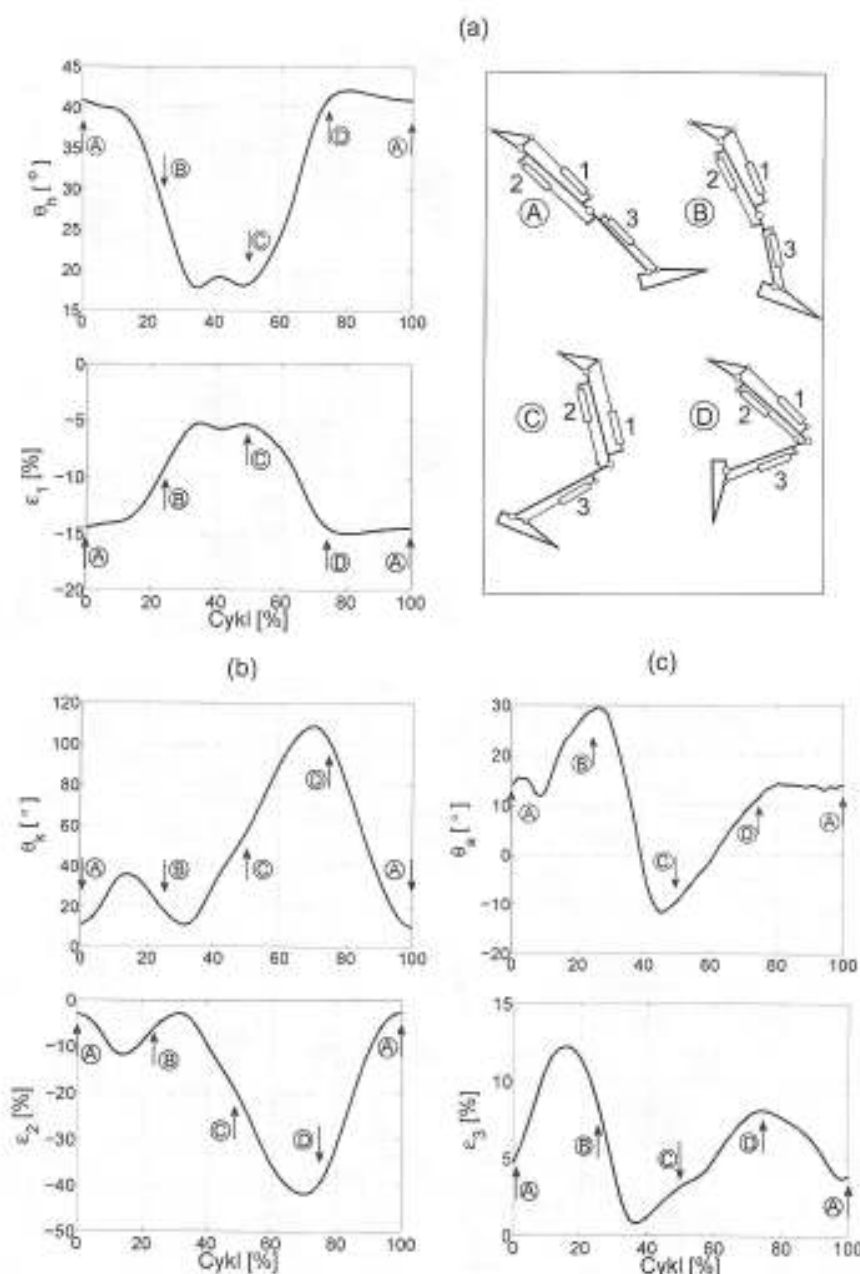
Sebastian Głowiński



Rys. 12. Zmiana kątów w stawach i długości siłowników egzoskieletu hydraulicznego, w chodzie swobodnym, staw biodrowy (a), staw kolanowy (b), staw skokowy (c)

w egzoskielecie hydraulicznym podczas przysiadu. Poszczególne części kończyny i egzoskieletu (a więc bryły sztywne o ciągłym rozkładzie masy), zastąpiono skończonym zbiorem mas punktowych, skupionych w punktach z góry wybranych. Rysunek 15 b, przedstawia plany członów swobodnych, z siłami i momentami sił bezwładności, oraz sił reakcji. Wartości mas poszczególnych segmentów ciała człowieka przedstawiłem w załącznikach. Założyłem równomierne rozłożenie sił ciężkości na każdą z kończyn. Masy poszczególnych segmentów kończyny określiłem na podstawie badań antropometrycznych, a ich wartości wynoszą odpowiednio $m_t = 8$ kg, $m_l = 4,52$ kg, $m_b = 27,12 + 25 = 43,12$ kg, gdzie wartość 25 kg odpowiada masie ładunku i egzoskieletu przypadającej na jedną kończynę. Wyzaczyłem również położenie środka masy uda i siłowników 1 i 2, względem stawu kolanowego oraz środek masy podudzia m_f i siłownika 3, względem stawu skokowego. Na

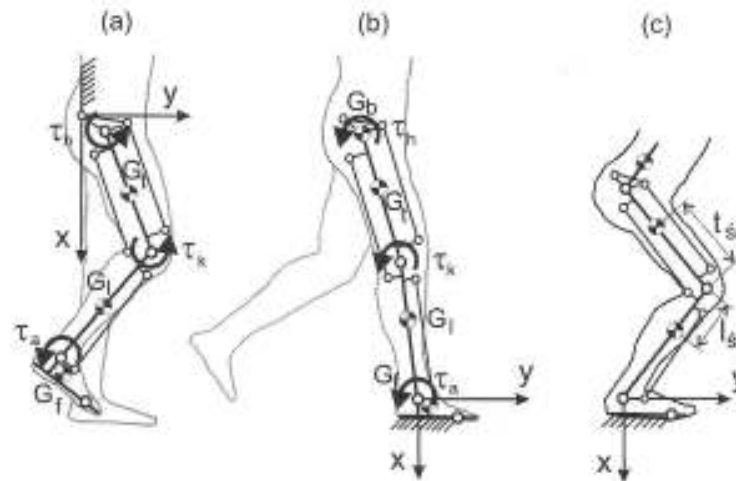
Głowiński



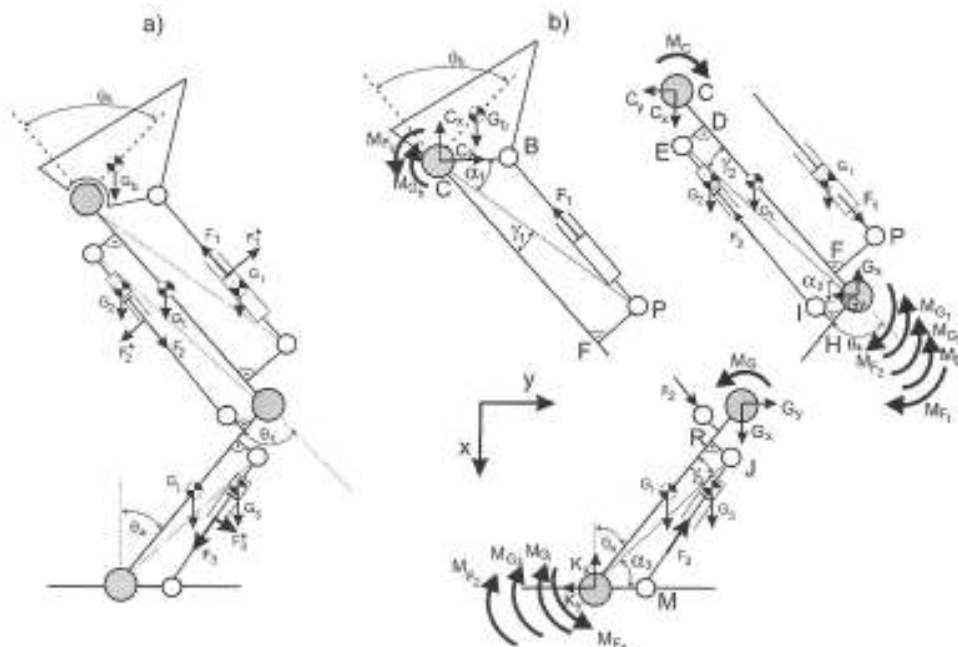
Rys. 13. Zmiana kątów w stawach i długości siłowników egzoskieletu hydraulicznego, podczas biegu, staw biodrowy (a), staw kolanowy (b), staw skokowy (c)

rysunku 16, zobrazowano wartości sił siłowników F_1 , F_2 , F_3 ze składowymi x , y i reakcji w poszczególnych stawach. Wartość siły F_{1y} w położeniu końcowym wynosi -9 N. Jest to związane z tym, że w położeniu końcowym kąt pochylenia tułowia wynosi 16° , czyli jego środek ciężkości jest przesunięty do przodu, w stosunku do stawu biodrowego o wartość $2,8$ cm. W stawie biodrowym, reakcja składowa G_x w zakresie kątów $\theta_h = 85^\circ - 45^\circ$ ma wartość ujemną, ze względu na linię działania siły F_1 . Osie podłużne siłowników nie są równoległe do poszczególnych elementów kończyny, jej obrót powoduje zmianę położenia środków mas względem poszczególnych punktów. W analizowanym modelu, udział sił pochodzących od mięśni człowieka wynosi 0 . W rzeczywistości, siły w zginaczach i prostownikach, mogą znacznie zmniejszyć udział siłowników w zachowaniu równowagi

Głowiński



Rys. 14. Model egzoszkieletu hydraulicznego kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej w fazie przenoszenia (a), w fazie podporu (b), w fazie przysiadu (c)

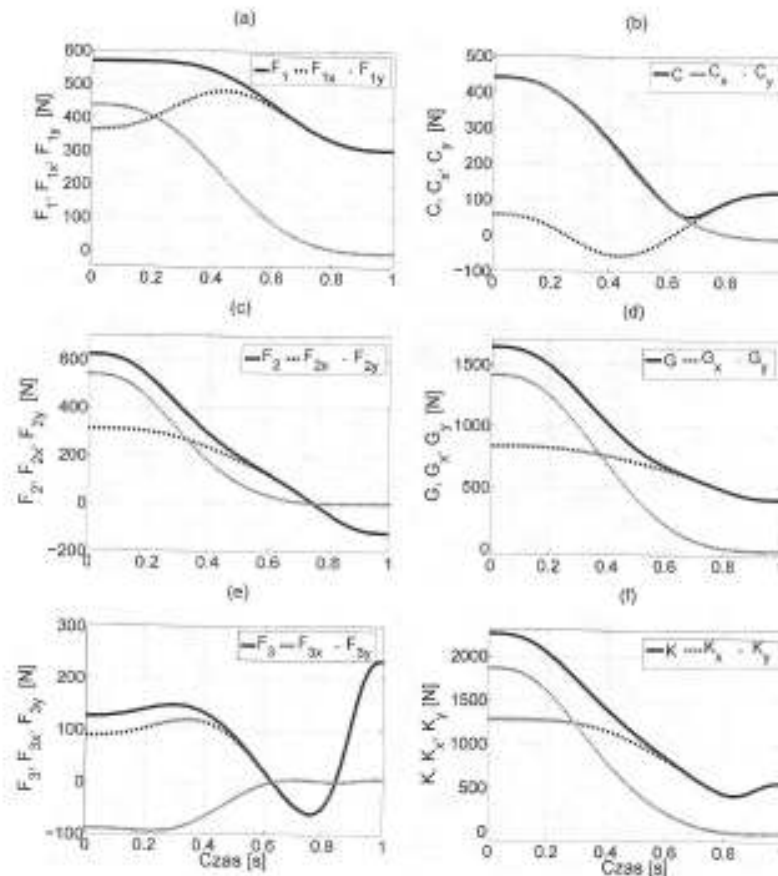


Rys. 15. Rozkład sił w egzoszkielecie hydraulicznym podczas przysiadu (a), plany członów swobodnych egzoszkieletu i kończyny dolnej z siłami i momentami sił bezwładności i sił reakcji

układu. Należy zwrócić uwagę, że na przykład siła pochodząca od siłownika 2 oddziałuje jednocześnie na punkt E , który jest związany z częścią udową egzoszkieletu i na punkt I związany z częścią podudzia.

Bezwładność układu, czas przemieszczenia z pozycji wyjściowej do końcowej, ma decydujący wpływ na siły niezbędne do przyspieszenia i hamowania układu. W modelu dynamiki, siła mięśni człowieka wynosi również 0. Równania dynamiki egzoszkieletu hydraulicznego kończyny dolnej są nieliniowe. Bezwładność układu zależy od zmiennych złączowych, co świadczy o sprzężeniach dynamicznych między poszczególnymi osiami egzoszkieletu. Istotną rolę odgrywają w tym przypadku sprzężenia prędkościowe, czyli siły odśrodkowe i siły Coriolisa. Aktualna konfiguracja egzoszkieletu wpływa też na siły grawitacyjne oddziałujące na dynamikę urządzenia. Wyniki z przeprowadzonej symulacji

Głowiński



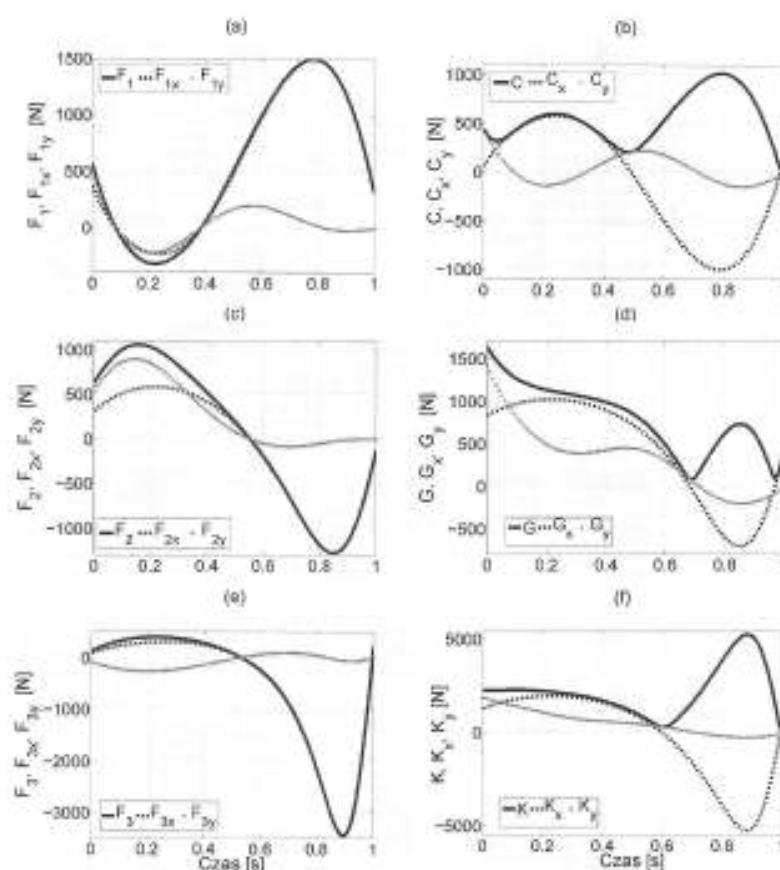
Rys. 16. Wartości sił ze składowymi x,y w silownikach F_1 (a), F_2 (c), F_3 (e), reakcje stawów ze składowymi x,y biodrowego (b), kolanowego (d), skokowego (f)

ruchu egzoszkieletu z napędem hydraulicznym z uwzględnieniem momentów bezwładności zobrazowałem na rysunku 17.

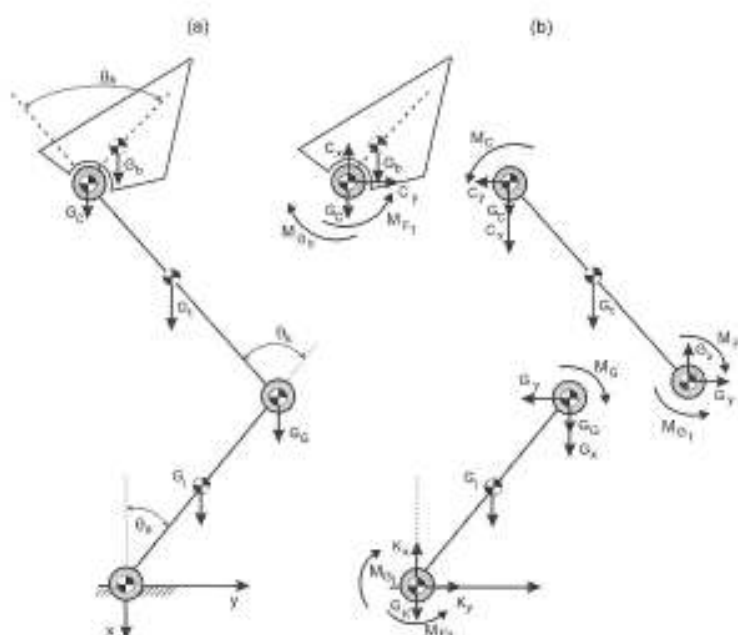
W następnej części rozdziału czwartego opracowałem model egzoszkieletu z napędem elektrycznym. Na rysunku 18 zobrazowałem rozkład sił i momentów egzoszkieletu z napędem elektrycznym kończyn dolnych. Jako układy wykonawcze, zaproponowałem trzy silniki z przekładniami na każdą z kończyn, których środki ciężkości znajdują się na osiach zgodnych z osiami stawów w płaszczyźnie strzałkowej. Do napędu egzoszkieletu, zaproponowałem bezszczotkowe silniki serii *Flat* z przekładniami firmy Maxxon. G_C , G_G , G_K oznaczają odpowiednio siłę ciężkości układów wykonawczych. G_b , G_t , G_l podobnie jak w przypadku egzoszkieletu hydraulicznego, opisują siłę ciężkości górnej części ciała człowieka z egzoszkieletem, uda i podudzia. M_{F1} , M_{F2} , M_{F3} są momentami wytwarzanymi przez silniki w stawach biodrowym, kolanowym i skokowym.

Doboru silników do napędu egzoszkieletu dokonałem na podstawie przyjętych wcześniej założeń. Napięcie zasilania w zależności od silnika, wynosi od 24 do 48 V. Do napędu układu, zaproponowano modele bezszczotkowych silników EC60 (100 W) i EC90 (90 W), gdzie głównym kryterium doboru była maksymalna wartość momentu ciągłego, wynosząca od 0,3 do 0,6 Nm, w zależności od napięcia zasilania. Masa samych silników, wynosi odpowiednio 0,47 i 0,6 kg. Korzystając z wcześniej przyjętych założeń i obliczeń, maksymalną prędkość kątową w stawie biodrowym określiłem na $170^\circ/\text{s}$. Z tego wynika, że prędkość kątowa na wyjściu z przekładni, powinna zapewnić obrót stawu z taką wartością. Na tej podstawie, dobrałem przekładnię GP52C i wyznaczyłem maksymalny moment, z uwzględnieniem sprawności podanej przez producenta. Masa przekładni wynosi 0,77 kg,

Głowiński



Rys. 17. Wartości sił ze składowymi x,y w siłownikach F_1 (a), F_2 (c), F_3 (e), reakcje stawów ze składowymi x,y biodrowego (b), kolanowego (d), skokowego (f)

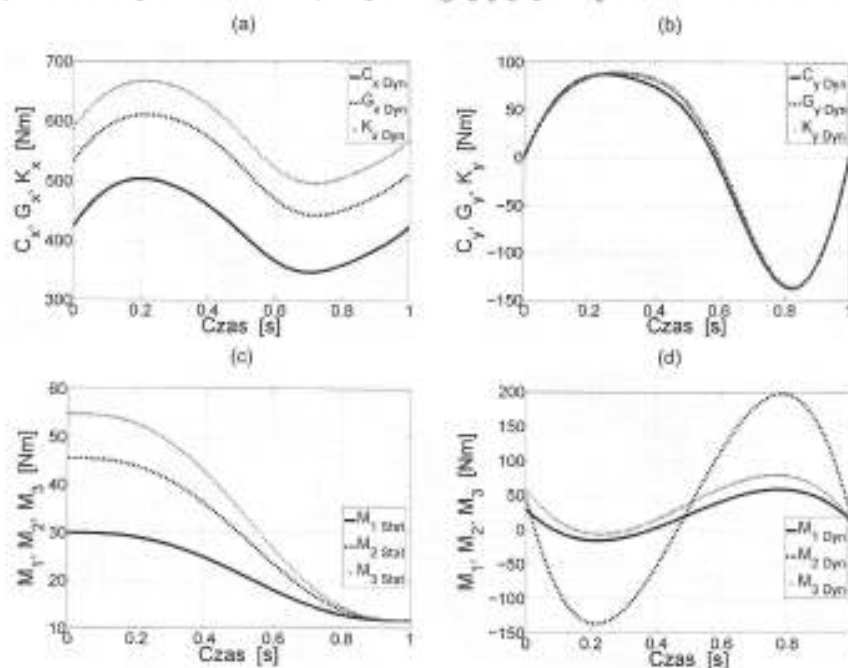


Rys. 18. Rozkład sił w egzoszkielecie z napędem elektrycznym kończyny dolnej podczas przy-siadu (a), plany członów swobodnych układu (b)

Głowiński

natomiast przełożenie 91 : 1. W zależności od modelu silnika, prędkość obrotowa może wynosić 28 lub 42 obr/min, z maksymalnym momentem ciągłym na wyjściu 27 lub 50 Nm. Przy zastosowaniu przekładni z przełożeniem 150 : 1, prędkość obrotowa jest mniejsza, wynosi od 17 lub 25 obr/min, ale z większym maksymalnym momentem ciągłym na wyjściu, wynoszącym odpowiednio 44 i 84 Nm. Wiąże się to z koniecznością uwzględniania maksymalnej prędkości w ograniczeniach, przy wyznaczaniu trajektorii ruchu. Do napędu opcjonalnie można zastosować silnik EC60 (400 W), o napięciu zasilania 48 V. Wyposażony w przekładnię GP81A, umożliwi uzyskanie momentu ciągłego o wartości 136 Nm, a chwilowego nawet 180 Nm. Wadą jest masa zestawu, która wynosi 6 kg. Silniki Maxxon zapewniają osiągnięcie chwilowego momentu o wartości pięciokrotnie wyższej niż podana w katalogu. Należy jednak wziąć pod uwagę, że zadaniem egzoszkieletu jest wspomaganie siły mięśni, więc układ ma za zadanie zwiększenie siły mięśni, a nie ich zastąpienie.

Podobnie jak w przypadku napędu hydraulicznego, bazując na danych katalogowych, opracowałem modele silników z przekładniami w pakiecie SolidWorks, co pozwoliło na uzyskanie wartości momentów bezwładności każdego z napędów. Analogicznie jak w przypadku analizy egzoszkieletu hydraulicznego, obliczyłem wartości prędkości i przyspieszeń każdego z punktów układu. Uwzględniając bezwładność poszczególnych elementów układu, przeprowadziłem analizę ruchu i na rysunku (19d), zaprezentowałem wartości momentów poszczególnych silników. Ze względu na bezwładność układu, największy moment, o wartości 195 Nm, jest wymagany w silniku stawu kolanowego. Zaproponowany zestaw EC90 i GP52C, nie zapewni wymaganego momentu. Oczywiście można zastosować silnik o większej mocy EC60, z przekładnią GP81A, należy jednak liczyć się ze znacznym wzrostem masy układu. Drugim rozwiązaniem jest częściowy udział sił pochodzących od mięśni człowieka, wspomagający pracę silnika stawu kolanowego. Można



Rys. 19. Reakcje stawu biodrowego, kolanowego i skokowego wzdłuż osi x (a), osi y (b), momenty w silnikach statyka (c), dynamika (d)

również wprowadzić ograniczenia przy planowaniu trajektorii, nałożone na maksymalną wartość przyspieszenia kątownego, co spowoduje zwiększenie czasu symulacji. Znając maksymalną dopuszczalną wartość momentu jaki uzyskuje się na wyjściu z przekładni, można

głowiński

wyznaczyć maksymalne przyspieszenie kątowe każdego ze stawów oraz zdefiniować czas wymagany do przemieszczenia układu. Należy jednak mieć na uwadze, że egzoszkielec ma jedynie wspomagać siłę mięśni człowieka. Jeśli nawet umożliwi odciążenie układu kostno-mięśniowego człowieka o 20 – 30%, pozwoli to na transport ładunku o tej wartości, pomniejszonej o masę egzoszkielec. Czwarty rozdział tak jak poprzednie został zakończony podsumowaniem w którym przedstawiono wnioski z przeprowadzonych symulacji.

- *Opracowałem autorski model egzoszkielec o napędzie pneumatycznym. Jako układy wykonawcze zaproponowałem sześć mięśni McKibbena. Przedstawiłem schemat strukturalny i wyznaczyłem współrzędne charakterystycznych punktów egzoszkielec. Bazując na wcześniej przeprowadzanych pomiarach chodu i biegu przeprowadziłem symulacje, co pozwoliło na określenie w jaki sposób występuje zmiana długości i prędkość zmniejszania długości każdego z mięśni w poszczególnych fazach cyklu chodu i biegu.*
- *Opracowałem autorski model egzoszkielec o napędzie hydraulicznym. Jako układy wykonawcze zaproponowałem siłowniki hydrauliczne dwustronnego działania. Podobnie jak w przypadku modelu egzoszkielec pneumatycznego, również wyznaczyłem współrzędne charakterystycznych punktów egzoszkielec i przeprowadziłem symulacje chodu oraz biegu. Bazując na danych katalogowych, zamodelowałem poszczególne elementy układu wykonawczego w pakiecie SolidWorks, co pozwoliło na wyznaczenie momentów bezwładności poszczególnych części urządzenia. Następnie opracowałem model dynamiki egzoszkielec kończyn dolnych o napędzie hydraulicznym. Przeprowadziłem symulację ruchu z pozycji wyjściowej w przysiadzie do pozycji stojącej. Do wyznaczenia trajektorii zaproponowałem wielomian o pięciu stopniach swobody, określiłem maksymalną wartość prędkości i przyspieszenia. Modele dynamiki pozwoliły na przeprowadzenie symulacji i określenie sił i momentów w każdym ze stawów i siłowników.*
- *Opracowałem autorski model egzoszkielec o napędzie elektrycznym. Na wstępie dokonałem analizy i doboru silników i przekładni spełniających wymagania dotyczące mocy i prędkości generowanej przez układ wykonawczy. Poszczególne elementy egzoszkielec zamodelowałem w pakiecie SolidWorks co pozwoliło na wyznaczenie momentów bezwładności każdej z części urządzenia. Opracowałem modele dynamiki i przeprowadziłem symulacje co pozwoliło na wyznaczenie sił i reakcji w każdym ze stawów i momentów niezbędnych do wykonania przemieszczenia.*

2.4.6. Sygnały EMG w systemach sterowania egzoszkieleciami

W piątym rozdziale monografii przedstawiłem problematykę związaną z sygnałami EMG, które mogą być wykorzystane do sterowania egzoszkieleciami. Sterowanie protezami z użyciem sygnałów EMG stanowi bardzo interesującą alternatywę dla konwencjonalnie sterowanych urządzeń do rehabilitacji układu ruchowego człowieka. W tym celu scharakteryzowałem zalety i wady poszczególnych elektrod oraz procedurę zbierania i przetwarzania sygnałów EMG na wybranym przykładzie. Zobrazowałem aktywność sześciu wybranych mięśni podczas chodu, ze wskazaniem miejsc zamocowania elektrod. W drugiej części tego rozdziału scharakteryzowałem metodykę przetwarzania surowego sygnału EMG. Z uzyskanego pomiaru usunąłem linię trendu i skonwertowałem sygnał

Głowiński

do wartości dodatnich. Następnie uzyskany wynik przefiltrowałem za pomocą filtra niskopasmowego 10 Hz, 5-rzędu. Amplituda przetworzonego sygnału może pozwalać na sterowanie układem wykonawczym, czyli silnik obraca staw o określony kąt w zależności od tego, jaką wartość osiągnie sygnał. Jedną z propozycji dalszych badań jest wprowadzenie płynnych przedziałów wartości aktywacji, co umożliwiłoby osiągnięcie dowolnego położenia stawu. W dalszych badaniach należałoby również stworzyć algorytm sterowania za pomocą sygnałów EMG egzoszkieletu kończyn dolnych, natomiast sygnały mogłyby być pobierane z mięśni pośladków lub dolnych partii mięśni pleców. Wymaga to jednak dalszych badań i eksperymentów. W części końcowej w tabelach zostały zebrane dane niezbędne do przeprowadzenia symulacji. Zdobyte doświadczenie i uznanie w oczach specjalistów z ośrodków zagranicznych oraz wiedza w ww. zakresie skutkuje zaproszeniem na międzynarodową konferencję związaną z nowoczesnymi trendami w egzoszkieletach do rehabilitacji WeRob 2016 (Segovia-Madryt). W konferencji będą uczestniczyć specjaliści w dziedzinie egzoszkieletów z całego świata. Na konferencji w dniach 18-21.10.2016 r. wygłoszę referat pt. „Human Gait Feature Detection Using Inertial Sensors and Wavelets” [D.35].

- *Przedstawiłem wady i zalety poszczególnych elektrod oraz miejsca ich zamontowania w poszczególnych partiach mięśni człowieka.*
- *Scharakteryzowałem sygnał EMG oraz aktywność poszczególnych mięśni podczas chodu człowieka.*
- *Opisałem metodykę i sposób postępowania przy przetwarzaniu sygnału EMG na przykładzie wybranego mięśnia.*

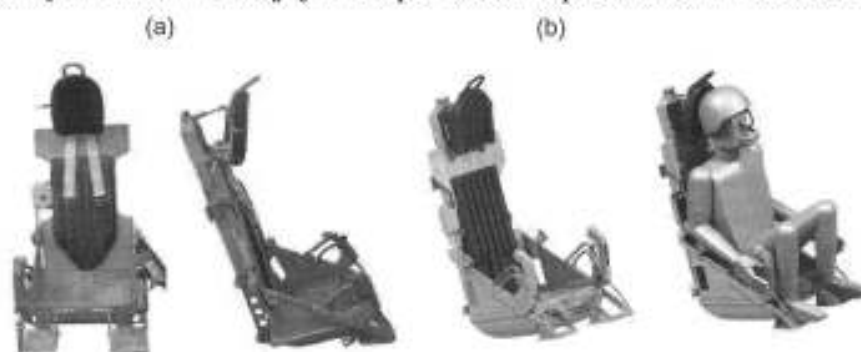
2.4.7. Określenie kierunków dalszych badań w oparciu o uzyskane rezultaty

W zakończeniu podsumowałem najważniejsze rezultaty pracy oraz przedstawiłem wnioski dotyczące opracowanych rozwiązań konstrukcyjnych. Uwypukliłem kierunki dalszych badań. Aktualnie prowadzę analizy parametrów chodu i biegu z wykorzystaniem czujników ProMoveMini sensors osób zdrowych i z dysfunkcjami ruchu. Przeprowadzam również analizę falkową uzyskanych parametrów w celu identyfikacji dysfunkcji ruchu. W przyszłości planowane jest opracowanie układów sterowania do zaproponowanych autorskich modeli egzoszkieletów oraz optymalizacja zaproponowanych rozwiązań. Konieczne wydaje się stworzenie prototypów, bazując na dostępnych układach wykonawczych z uwzględnieniem sił tarcia w elementach egzoszkieletów. Miniaturyzacja układów elektronicznych umożliwia wykorzystanie czujników do określenia fazy chodu i biegu co pozwoli na wypracowanie właściwego ruchu poszczególnych układów wykonawczych. Dalsza część badań będzie prowadzona pod kątem zastosowania rozwiązań pozwalających na odzyskanie części energii podczas chodu i biegu. Zastosowanie egzoszkieletów tekstylnych pozwoli na uzyskanie mocy co prawda wynoszącej od 0,1 do 1 nominalnej mocy biomechanicznej człowieka, jednak w tym wypadku występuje pełna zgodność kinematyczna z ciałem użytkownika. Do zalet takich rozwiązań należy mała masa egzoszkieletu. Istotnym kierunkiem dalszych badań jest opracowanie egzoszkieletu umożliwiającego pionizację pacjenta.

Głowiński

3. Dodatkowa działalność naukowo badawcza

Moja działalność naukowo-badawcza dodatkowo skupiła się wokół analizy kinematyki i dynamiki statków powietrznych oraz foteli katapultowych. Eksploatowane samoloty TS-11 Iskra przez Siły Powietrzne RP, są wyposażone w system ratowniczy w postaci dwóch foteli katapultowych SK, zaliczanych do urządzeń I generacji. Fotele SK umożliwiają bezpieczne opuszczenie statku powietrznego w sytuacji awaryjnej przy spełnieniu szeregu warunków. Jednym z nich jest minimalna bezpieczna wysokość katapultowania – 250 m. Należy zwrócić uwagę, że nawet powyżej tej wysokości proces katapultowania może być nieudany. W wyniku rotacji fotela, działającego przeciążenia oraz niewłaściwej prędkości katapultowania, może wystąpić kolizja pilota z usterzeniem pionowym samolotu. Ponadto zmiana masy pilota wpływa znacząco na zmianę momentu bezwładności układu pilot - fotel katapultowy, co ma również decydujące znaczenie o zachowaniu się układu. W celu opracowania wiarygodnego modelu, zdemontowałem fotel katapultowy SK z samolotu TS-11 Iskra z rurą strzałową w której zamocowany jest pironabój PK-4-1. Następnie dokonałem pomiarów, określiłem rodzaj materiału poszczególnych części co pozwoliło na stworzenie modelu komputerowego przy wykorzystaniu oprogramowania Computer Aided Design and Drafting (rys. 20). Poprzez złożenie poszczególnych elementów wyznaczyłem charakterystyki masowe i momenty bezwładności fotela niezbędne do zastosowania w modelach dynamiki. W kolejnym etapie badań opracowałem modele matematyczne

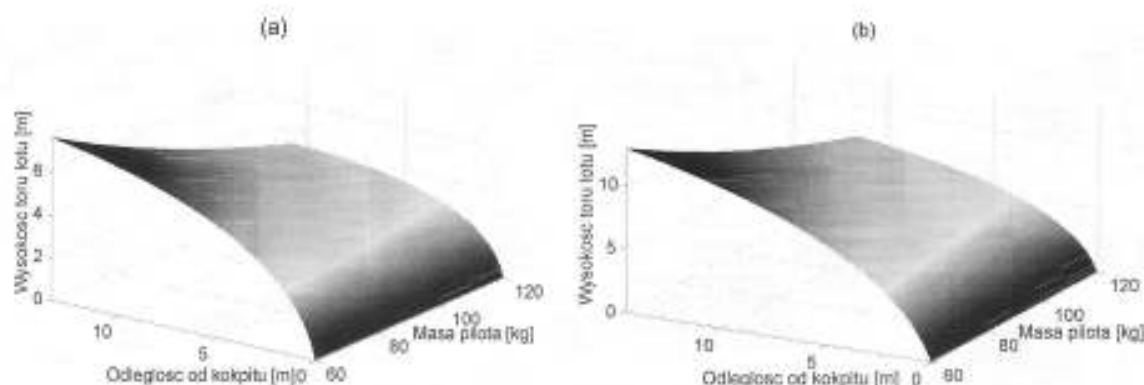


Rys. 20. Fotel katapultowy SK zdemontowany z samolotu TS-11 Iskra (a), model fotela opracowany w programie CAD (b)

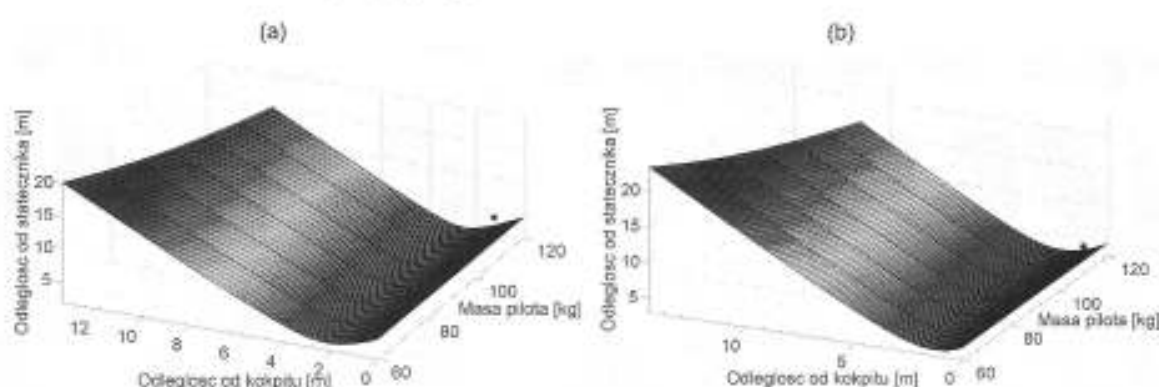
i komputerowe. Do rozwiązania modelu wykorzystałem pakiet Matlab i opracowałem schemat blokowy w Simulinku. Przeprowadziłem liczne symulacje procesu katapultowania (z uwzględnieniem różnych warunków początkowych), wyznaczyłem trajektorie lotu fotela w funkcji prędkości i masy pilota które przedstawiłem na rysunku 21. Wzrost prędkości statku powietrznego skutkuje większą wysokością toru lotu fotela z pilotem względem statku powietrznego. Natomiast wzrost masy pilota powoduje zmniejszenie wysokości toru lotu. Określiłem również jakie przeciążenie oddziałuje na pilota oraz w jakiej pozycji znajduje się pilot z fotelem przy mijaniu statecznika pionowego. Jest to o tyle istotne, ponieważ w historii podczas katapultowania przy użyciu fotela SK, występowały przypadki kontaktu pilota ze statecznikiem pionowym. Na rysunku 22 przedstawiłem odległość układu fotel-pilot od statecznika pionowego w funkcji masy pilota, dla prędkości 250 km/h oraz 650 km/h. Zwiększenie prędkości statku powietrznego wpływa na wzrost odległości pilota od statecznika pionowego co wpływa na bezpieczeństwo procesu katapultowania.

Wyniki podjętych badań opublikowałem w pracach [A.2, B.6 - B.15]. Przedstawione symulacje i rezultaty spotkały się z szerokim zainteresowaniem środowisk akademickich.

Głowiński



Rys. 21. Tor lotu fotela SK w funkcji masy pilota: prędkość samolotu 250 km/h (a), prędkość samolotu 650 km/h (b) [A.2]



Rys. 22. Odległość toru lotu fotela SK od statecznika pionowego w funkcji masy pilota: prędkość samolotu 250 km/h (a), prędkość samolotu 650 km/h (b) [A.2]

Zaproponowane modele zostały wykorzystane w symulacjach i opracowaniach naukowych m.in. na Wydziale Mechanicznym Politechniki da Bahia w Brazylii powstała w 2014 roku dysertacja „Modelagem Matematica Do Movimento De Um Assento Ejetor Baseada No Modelo De Glowinski”.

- Na podstawie oryginalnego fotela SK, pozyskanego z samolotu TS-11 Iskra, dokonałem pomiarów masowych każdej z części.
- Zamodelowałem każdy z elementów fotela w programie CAD co pozwoliło na wyznaczenie momentów bezwładności fotela.
- Opracowałem modele kinematyki fotela podczas katapultowania w pełnym zakresie prędkości.
- Wyznaczyłem jakie przeciążenie działa na pilota w funkcji prędkości lotu samolotu i wysokości lotu.
- Zaimplementowałem opracowane modele dynamiki do programu Matlab, co pozwoliło na przeprowadzenie symulacji.

Głowiński

4. Charakterystyka działalności naukowej i organizacyjnej

4.1. Staże zawodowe

- 2013 9-tygodniowy staż w HAAS School of Business University of California Berkeley w ramach prestiżowego programu Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego Top 500 Innovators. Uczestnictwo w programie pozwoliło mi na podniesienie kwalifikacji w zakresie współpracy z gospodarką i zarządzania badaniami naukowymi.
- 2013 krótkoterminowa wizyta w firmie eksoBionics w Ritzhmond pozwoliła na zapoznanie z nowoczesnymi trendami w projektowaniu egzoszkielełów zarówno do zastosowań militarnych jak i rehabilitacyjnych.
- 2013 miesięczny staż w Mechanical Department University of California Berkeley, pozwolił na wymianę doświadczeń związanych z aktualnymi problemami z jakimi borykają się naukowcy z Uniwersytetu zajmującego czołowe miejsce w rankingu światowym.
- 2013 dwutygodniowy staż w laboratorium naukowym Bioengineering Group Consejo Superior de Investigaciones CSIC w Madrycie w Hiszpanii pozwolił na konsultację dotyczącą modelu egzoszkieletu kończyn dolnych. Szczególną uwagę poświęcono problematyce biogodności stawu kolanowego z osią układu wykonawczego egzoszkieletu.
- 2014 krótkoterminowy staż na Wydziale Fizykoterapii Uniwersytetu Rzeszowskiego pozwolił na zapoznanie się z wizyjnymi urządzeniami do rejestracji chodu i biegu.
- 2015 krótkoterminowy staż w Ośrodku Rehabilitacji Narządu Ruchu w Krzeszowicach pozwolił na zapoznanie się metodyką użytkownika przez pacjenta egzoszkieletu ekso GT,
- 2015 tygodniowy staż w laboratorium naukowym Biorobotics Institute Scuola Superiore Sant'Anna School w Pontedera-Piza we Włoszech umożliwił przedstawienie modeli kinematycznych i dynamicznych egzoszkielełów kończyn dolnych.

4.2. Ukończone kursy

- 1996 uzyskanie licencji pilota zawodowego,
- 1996 trzymiesięczny kurs przeszkolenia na samolot naddźwiękowy MiG-21 Bis, UM, WSOSP Dęblin,
- 2003 pełnienie obowiązków Liaison Officer podczas międzynarodowych ćwiczeń NATO Air Meet w Poznaniu,
- 2003 trzymiesięczny kurs przeszkoleniowy na samoloty wielozadaniowe (F-16, Grippen, Mirage),
- 2006 trzytygodniowy kurs Advanced Air Operational English Course Izmir - Turcja,
- 2012 SLBE - modelowanie systemów dynamicznych w Simulinku,
- 2012 SLPM-M - modelowanie systemów mechanicznych - SimMechanics,
- 2012 SLPM-S - modelowanie wielodomenowych systemów fizycznych - SimScape,
- 2014 MLOP - techniki optymalizacji w Matlabie.

4.3. Działalność organizacyjna

W początkowej fazie mojego zatrudnienia na uczelni aktywnie uczestniczyłem w pracach organizacyjnych Katedry Mechaniki Precyzyjnej na Wydziale Mechanicznym Politechniki Koszalińskiej. W 2008 roku zostałem powołany przez J. M. Rektora Politechniki Koszalińskiej na stanowisko Pełnomocnika Rektora ds współpracy z Departamentem Szkolnictwa Ministerstwa Obrony Narodowej w okresie 2008-2012. Od 2009 roku pełnię obowiązki Sekretarza Komisji ds Stopni Naukowych Instytutu Technologii i Edukacji (a od 2014 roku Wydziału Technologii i Edukacji). Uczestniczyłem w pracach związanych z przygotowaniem programu studiów dla utworzonego w roku akademickim 2009/2010 kierunku „Transport”, prowadzonego na Wydziale Mechanicznym Politechniki Koszalińskiej. W roku 2011 czynnie uczestniczyłem w dostosowywaniu istniejących programów kształcenia na kierunkach „Mechatronika” i „Transport” do Krajowych Ram Kwalifikacji (KRK) w szkolnictwie wyższym. W ramach moich działań opracowałem kierunkowe, modułowe oraz przedmiotowe efekty kształcenia zgodnie z obowiązującymi przepisami, jak również przygotowałem karty kursów do przedmiotów prowadzonych przeze mnie na wyżej wymienionych kierunkach studiów. Byłem członkiem Wydziałowej Komisji Rekrutacyjnej dla kandydatów na pierwszy rok studiów w latach 2009-2010.

W 2015 roku pełniłem obowiązki Sekretarza Konferencji Nowe Kierunki Rozwoju Mechaniki 2015, organizowanej przez Oddział Koszaliński Polskiego Towarzystwa Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej, która odbyła się w Sarbinowie w dniach 18-20.03.2015r.

Od dnia 29.01.2014 roku jestem członkiem, utworzonego w Ministerstwie Obrony Narodowej, w Departamencie Polityki Zbrojeniowej, Eksperymentalnego Zasobu Informacyjnego. Ponadto jestem ekspertem w Narodowym Centrum Badań i Rozwoju w dyscyplinie związanej z egzoszkieleciami.

4.4. Działalność dydaktyczna

Zajęcia dydaktyczne na Politechnice Koszalińskiej prowadziłem podczas studiów doktoranckich (w latach 2000-2004). Od 2008 roku przeprowadziłem liczne **zajęcia wykładowe, ćwiczeniowe, laboratoryjne oraz projektowe** z następujących przedmiotów:

- Mechanika Techniczna I (wykłady, ćwiczenia),
- Mechanika Techniczna II (wykłady, ćwiczenia),
- Mechanika analityczna i drgania (wykłady, ćwiczenia, laboratoria),
- Teoria Odnowy i Niezawodności (wykłady, ćwiczenia),
- Statystyka inżynierska (wykłady, ćwiczenia),
- Bionika, podstawy biomechaniki (wykłady, ćwiczenia),
- Systemy komunikacyjne i nawigacyjne (wykłady, ćwiczenia, laboratoria),
- Podstawy przedsiębiorczości (wykłady, ćwiczenia).

Powyżej wymienione zajęcia dydaktyczne realizowałem na kierunkach kształcenia „Mechanika i Budowa Maszyn” oraz „Transport”, prowadzonym przez Wydział Mechaniczny oraz na kierunku „Mechatronika” i „Inżynieria biomedyczna”, które zostały utworzone w Instytucie Mechatroniki, Nanotechnologii i Techniki Próżniowej w roku 2007, a obecnie są prowadzone przez Wydział Technologii i Edukacji.

4.5. Członkostwo w organizacjach naukowych

- członek Polskiego Towarzystwa Biomechaniki,
- członek European Society of Biomechanics,
- członek American Society of Biomechanics,
- członek Polskiego Towarzystwa Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej.

4.6. Opieka nad doktorantami

W dniu 12.06.2014 zostałem wyznaczony przez Radę Wydziału Lekarskiego Uniwersytetu Jagiellońskiego Collegium Medicum na **promotora pomocniczego w otwartym przewodzie doktorskim** mgra Wojciecha Kurzydło. Rada Wydziału zaakceptowała zaproponowany temat rozprawy doktorskiej „Zastosowanie obiektywnych metod analizy postawy ciała, wykorzystujących rekonstrukcję powierzchni za pomocą sensora światła strukturalnego na potrzeby fizjoterapii”.

4.7. Nagrody i wyróżnienia

Moje zaangażowanie w działalność zawodową jako żołnierza zawodowego i pilota wojskowego było pozytywnie oceniane przez moich przełożonych, co skutkowało wielokrotnymi wyróżnieniami i odznaczeniami. Systematycznie prowadzona przeze mnie praca naukowo-badawcza była nagradzana również przez J. M. Rektora Politechniki Koszalińskiej, który w latach 2013-2015 przyznał mi następujące nagrody:

- nagroda indywidualna III stopnia za dorobek naukowy w latach 2010-2012,
- nagroda indywidualna III stopnia za dorobek naukowy w roku 2013,
- nagroda indywidualna II stopnia za dorobek naukowy w roku 2014.

W 2013 roku zakwalifikowałem się do prestiżowego programu finansowanego ze środków Unii Europejskiej **Top 500 Innovators** i odbyłem staż naukowy w Haas School of Business Uniwersytetu Kalifornijskiego w Berkeley.

4.8. Udział w grantach badawczych

- Wykonawca w projekcie OPUS Nr. UMO-2013/11/B/ST8/03881 *Metody i procedury kształtowania właściwości wibroizolacyjnych układów redukcji drgań* MNiSW.

4.9. Indeks Hirscha

Według Web of Science indeks Hirscha: 2

5. Wykaz publikowanych prac naukowych

W tabeli 2 zestawilem prace naukowe, które opublikowałem po uzyskaniu stopnia naukowego doktora (2004-2016).

Tab. 2. Zestawienie opublikowanych prac naukowych

Rodzaj pracy	Przed uzyskaniem stopnia naukowego doktora		Po uzyskaniu stopnia naukowego doktora		Łącznie
	krajowe	zagraniczne	krajowe	zagraniczne	
Monografie			1		1
Artykuły w czasopismach naukowych znajdujących się w bazie JCR (Journal Citation Reports)				4	4
Artykuły w czasopismach punktowanych nieposiadających obliczonego współczynnika IF (Impact Factor)			26		26
Artykuły w czasopismach niepunktowanych	3	1	3		7
Artykuły w materiałach konferencyjnych	3	1	23	3	30
				Razem	68

Głowiński

5.1. Wykaz prac naukowych opublikowanych po uzyskaniu stopnia doktora

5.1.1. Monografie

- A.1. Głowiński S., *Wybrane zagadnienia z projektowania i modelowania egzoskieletów kończyn dolnych*, Wydawnictwo Uczelniane Politechniki Koszalińskiej, Koszalin 2016.

5.1.2. Artykuły w czasopismach naukowych znajdujących się w bazie JCR (Journal Citation Reports)

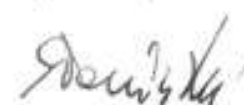
- A.2. Głowiński S., Krzyżyński T., *Modelling of the ejection process in a symmetrical flight*, Journal of Theoretical and Applied Mechanics, Vol. 51(3) (2013), pp. 775-785, 5-Years Impact Factor (IF): 0,693 (15 punktów wg listy MNiSW z 2013 roku).
- A.3. Maciejewski I., Głowiński S., Krzyżyński T., *Active control of a seat suspension with the system adaptation to varying load mass*, Mechatronics, Elsevier, Vol. 24 (2014), pp. 1242-53, Impact Factor (IF): 2,052 (30 punktów wg listy MNiSW z 2014 roku).
- A.4. Głowiński S., Krzyżyński T., Pecolt S., Maciejewski I., *Design of motion trajectory of an arm exoskeleton*, Archive of Applied Mechanics, Springer, Vol. 85, (2015), pp. 75-87, Impact Factor (IF) 2015: 1,114 (20 punktów wg listy MNiSW z 2015 roku).
- A.5. Głowiński S., Krzyżyński T., *An inverse kinematic algorithm for the human leg*, Journal of Theoretical and Applied Mechanics, Vol. 54(1) (2016), pp. 53-61, 5-Years Impact Factor (IF): 0,693 (15 punktów wg listy MNiSW z 2015 roku).

5.1.3. Artykuły w czasopismach punktowanych nieposiadających obliczonego współczynnika IF (Impact Factor)

- B.6. Głowiński S., Krzyżyński T., *Modelowanie dynamiki fotela katapultowego samolotu TS-11 Iskra*, Transcomp - XIV International Conference Computer System Aided Science, Industry and Transport, No.6 (2010), pp. 941-9 (6 punktów wg listy MNiSW z 2010 roku).
- B.7. Głowiński S., Krzyżyński T., *Simulation of trajectory of an aircraft seat ejection*, Symulacja w Badaniach i Rozwoju, Vol.1(4), (2010), pp. 343-51 (2 punkty wg listy MNiSW z 2010 roku).
- B.8. Głowiński S., Krzyżyński T., *On modeling of ejection process in a training combat aircraft*, Archives of Transport, (2011), pp. 291-302 (5 punktów wg listy MNiSW z 2011 roku).
- B.9. Głowiński S., Krzyżyński T., *Charakterystyki masowe fotela katapultowego samolotu TS-11 "Iskra"*, Logistyka, Vol.3, (2011), pp. 727-32 (4 punktów wg listy MNiSW z 2011 roku).
- B.10. Głowiński S., *Charakterystyki aerodynamiczne statku powietrznego - lot poziomy i zakręt*, Logistyka, Vol.6, (2011), pp. 1139-47 (4 punktów wg listy MNiSW z 2011 roku).



- B.11. Głowiński S., *Możliwości i ograniczenia lotu wznoszącego statku powietrznego*, Logistyka, Vol.6, (2011), pp. 1149-56 (4 punkty wg listy MNiSW z 2011 roku).
- B.12. Głowiński S., *Fotele katapultowe Martin-Baker, historia i rozwój, cz. 1*, Logistyka, Vol.3, (2012), pp. 629-35 (4 punkty wg listy MNiSW z 2012 roku).
- B.13. Głowiński S., *Fotele katapultowe Martin-Baker, historia i rozwój, cz. 2*, Logistyka, Vol.3, (2012), pp. 637-42 (4 punkty wg listy MNiSW z 2012 roku).
- B.14. Głowiński S., *Model matematyczny toru lotu fotela katapultowego*, Technika Transportu Szynowego, Vol.9, (2012), pp. 247-57 (4 punkty wg listy MNiSW z 2012 roku).
- B.15. Głowiński S., *Tor lotu fotela katapultowego – modelowanie i symulacja*, Technika Transportu Szynowego, Vol.9, (2012), pp. 259-65 (4 punkty wg listy MNiSW z 2012 roku).
- B.16. Głowiński S., Pecolt S., *Egzoszkielety - notacja Denavita - Hartenberga*, Technika Transportu Szynowego, Vol.9, (2012), pp. 233-40 (4 punkty wg listy MNiSW z 2012 roku).
- B.17. Głowiński S., Pecolt S., *Modelowanie kinematyki bezpośredniej egzoszkieletu kończyny górnej*, Technika Transportu Szynowego, Vol.9, (2012), pp. 241-46 (4 punkty wg listy MNiSW z 2012 roku).
- B.18. Pecolt S., Głowiński S., *Modelowanie Siłownika Elektromagnetycznego*, Autobusy, Technika, Eksploatacja, Systemy Transportowe, Vol.3, (2013), pp. 907-14 (10 punktów wg listy MNiSW z 2013 roku).
- B.19. Pecolt S., Głowiński S., *Optymalizacja sterowania siłownikiem elektromagnetycznym przy wykorzystaniu algorytmów genetycznych*, Autobusy, Technika, Eksploatacja, Systemy Transportowe, Vol.3, (2013), pp. 915-21 (10 punktów wg listy MNiSW z 2013 roku).
- B.20. Głowiński S., *Modelowanie katapultowania w układzie przestrzennym*, Autobusy, Technika, Eksploatacja, Systemy Transportowe, Vol.3, (2013), pp. 115-22 (10 punktów wg listy MNiSW z 2013 roku).
- B.21. Głowiński S., *Dynamika statku powietrznego i fotela katapultowego w układzie przestrzennym*, Autobusy, Technika, Eksploatacja, Systemy Transportowe, Vol.3, (2013), pp. 173-81 (10 punktów wg listy MNiSW z 2013 roku).
- B.22. Głowiński S., *Egzoszkielety w procesie rehabilitacji*, Autobusy, Technika, Eksploatacja, Systemy Transportowe, Vol.3, (2013), pp. 1015-22 (10 punktów wg listy MNiSW z 2013 roku).
- B.23. Głowiński S., *Analiza położeń i przemieszczeń egzoszkieletu kończyny górnej*, TTS, Vol.10, (2013), pp. 257-65 (10 punktów wg listy MNiSW z 2013 roku).
- B.24. Głowiński S., *Egzoszkielec jako urządzenie wspomagające leczenie spastyczności*, TTS, Vol.10, (2013), pp. 267-75 (10 punktów wg listy MNiSW z 2013 roku).
- B.25. Głowiński S., *Modelowanie dynamiki stawu kolanowego*, TTS, Vol.10, (2013), pp. 603-8 (10 punktów wg listy MNiSW z 2013 roku).
- B.26. Głowiński S., *Spasticity from engineering point of view*, Medical Rehabilitation, Vol.18(1), (2014), pp. 29-36 (5 punktów wg listy MNiSW z 2014 roku).



- B.27. Głowiński S., *Modelowanie drgań samowzбудnych goleni statku powietrznego*, Logistyka, Vol.3, (2014), pp. 2020-25 (10 punktów wg listy MNiSW z 2014 roku).
- B.28. Głowiński S., *Prognozowanie nalotu i wskaźnika wypadków w lotnictwie przy wykorzystaniu metod wyrównywania wykładniczego*, Logistyka, Vol.3, (2014), pp. 2026-34 (10 punktów wg listy MNiSW z 2014 roku).
- B.29. Głowiński S., Kurzydło W., *Selected methods of trajectory planning of the upper limb exoskeleton*, Logistyka w ratownictwie, Vol.4, (2014), pp. 355-62 (10 punktów wg listy MNiSW z 2014 roku).
- B.30. Głowiński S., *Kinematyka egzozoszkietu kończyn dolnych o napędzie pneumatycznym podczas chodu i biegu*, TTS, Vol.12, (2015), pp. 546-50 (5 punktów wg listy MNiSW z 2015 roku).
- B.31. Głowiński S., *Kinematyka i dynamika egzozoszkietu kończyn dolnych o napędzie hydraulicznym*, TTS, Vol.12, (2015), pp. 551-56 (5 punktów wg listy MNiSW z 2015 roku).

5.1.4. Artykuły w czasopismach niepunktowanych

- C.32. Głowiński S., *Identyfikacja parametrów chodu swobodnego i biegu metodami numerycznymi*, Logistyka w ratownictwie, Vol.4, (2015), pp. 7483-90.
- C.33. Głowiński S., Krzyżyński T., *Zastosowanie algorytmów genetycznych w kinematyce egzozoszkietu kończyny górnej*, Zeszyty Naukowe Politechniki Koszalińskiej, Vol.1, (2015), pp. 31-32.
- C.34. Głowiński S., Krzyżyński T., *Kinematyka odwrotna egzozoszkietu kończyny dolnej*, Zeszyty Naukowe Politechniki Koszalińskiej, Vol.1, (2015), pp. 32-33.

5.1.5. Artykuły wysłane do czasopism punktowanych

- D.35. Głowiński S., Krzyżynski T., *Using genetic algorithm method for the analysis of the arm exoskeleton kinematics*, Journal of Theoretical and Applied Mechanics, (wysłany 02.04.2015 r.), 5-Years Impact Factor (IF): 0,693 (15 punktów wg listy A MNiSW z 2015 roku).
- D.36. Głowiński S., Błażejowski A., Krzyżyński T., *Human gait feature detection using inertial sensors and wavelets*, artykuł przesłany na konferencję WeRob 2016 zaakceptowany do ogłoszenia w dniach 18-21.10.2016

Głowiński

5.2. Zestawienie opublikowanych prac naukowych po uzyskaniu stopnia naukowego doktora z uwzględnieniem procentowego udziału habilitanta

W tabeli 3 zestawilem prace naukowe opublikowane po uzyskaniu stopnia naukowego doktora z uwzględnieniem procentowego udziału habilitanta.

Tab. 3. Zestawienie opublikowanych prac naukowych po uzyskaniu stopnia naukowego doktora z uwzględnieniem procentowego udziału habilitanta

Artykuł	Udział	Artykuł	Udział	Artykuł	Udział
A.1	100%	B.13	100%	B.25	100%
A.2	80%	B.14	100%	B.26	100%
A.3	30%	B.15	100%	B.27	100%
A.4	70%	B.16	50%	B.28	100%
A.5	85%	B.17	50%	B.29	85%
B.6	85%	B.18	50%	B.30	100%
B.7	80%	B.19	50%	B.31	100%
B.8	85%	B.20	100%	C.32	100%
B.9	80%	B.21	100%	C.33	90%
B.10	100%	B.22	100%	C.34	80%
B.11	100%	B.23	100%	D.35	80%
B.12	100%	B.24	100%	D.36	40%
Łączny udział habilitanta w pracach naukowych					85,3%

Koszalin, dnia

31.05.2016

podpis habilitanta

Głowiński Sebastian