

Imię i nazwisko autora rozprawy: Jacek Szkopek

Dyscyplina naukowa: automatyka, elektronika, elektrotechnika i technologie kosmiczne

ROZPRAWA DOKTORSKA

Tytuł rozprawy w języku polskim: Komputerowo wspomagana analiza elastycznych siłowników elektrostatycznych dla potrzeb implementacji w systemach mechatroniki.

Tytuł rozprawy w języku angielskim: Computer-aided analysis of flexible electrostatic actuators for the needs of implementation in mechatronics systems

Promotor	Drugi promotor
<i>podpis</i>	<i>podpis</i>
prof. dr hab. inż. Grzegorz Redlarski	
Promotor pomocniczy	Kopromotor
<i>podpis</i>	<i>podpis</i>

Gdańsk, rok 2023

Pragnę serdecznie podziękować wszystkim osobom, które przyczyniły się do powstania niniejszej rozprawy.

Pracownikom Katedry Biomechatroniki, za udzielone wsparcie merytoryczne na każdym z etapów przeprowadzonych badań, a w szczególności prof. Arkadiuszowi Żakowi za pomoc przy zagadnieniach symulacji numerycznych.

Promotorowi prof. Grzegorzowi Redlarskiemu, jego nieustanna motywacja oraz pomoc w organizacji niezbędnych narzędzi pozwoliły pokonać wszelkie trudności i zrealizować wszystkie z założonych celów.

Moim rodzicom, mamie za wyrozumiałość i ciepłe słowa w najtrudniejszych chwilach oraz tacie za produktywne, choć burzliwe, dyskusje techniczne.

Mojej kochanej Marcie, za wszystko co dla mnie zrobiła. Bez Ciebie nigdy nie dałbym rady.

Dziękuję.



Niniejsza rozprawa doktorska zawiera wyniki obliczeń numerycznych przeprowadzonych w ramach licencji na oprogramowanie Abaqus udzielonej przez Centrum Informatyczne Trójmiejskiej Akademickiej Sieci Komputerowej (CI TASK).

Streszczenie

Przedmiotowa rozprawa doktorska dedykowana została tematyce elastycznych siłowników elektrostatycznych, zaliczanych do napędów z grupy sztucznych mięśni, w kontekście ich zastosowania w nowoczesnych systemach mechatroniki, w tym w robotach humanoidalnych, urządzeniach haptycznych czy protezach bionicznych. Technologia ta, ze względu na nieliczne źródła literatury, wymagała kompleksowego rozeznania i usystematyzowania obejmującego zarówno metody analityczne jak i empiryczne.

Uwzględniając powyższe, przeprowadzone badania naukowe rozpoczęto od szczegółowej analizy układu mechatronicznego dłoni robotycznych, powstałych na przestrzeni ostatnich 40 lat, w celu dokładnego rozpoznania ich głównych wymogów konstrukcyjnych i ograniczeń systemowych. Z uwagi na brak dostępnych narzędzi do symulacji omawianych siłowników, w rozprawie opracowano uniwersalne narzędzie – program do analizy numerycznej. U jego podstawy założono wykorzystanie programu *Abaqus*, funkcjonującego na bazie metody elementów skończonych MES, który następnie rozbudowano o własne skrypty implementujące siły elektrostatyczne na powierzchni rozpatrywanego modelu mięśnia. Tak przygotowany program umożliwił przeprowadzenie badań licznych modeli o różnych konfiguracjach geometrycznych. Uzyskane wyniki rozszerzają literaturę przedmiotu o zbiór charakterystyk napięciowo-mechanicznych i analizę rozkładu sił na elektrodach sztucznego mięśnia. Szczególną uwagę poświęcono zjawisku gwałtownego podciągnięcia siłownika po przekroczeniu pewnego napięcia/odkształcenia granicznego, charakterystycznego dla technologii mechanizmów elektrostatycznych. Wyniki obliczeń stanowią pierwszą znaną, a zarazem kompleksową i wyczerpującą analizę zagadnienia. Kolejnym podjętym w rozprawie wyzwaniem była budowa autorskich prototypów siłowników elektrostatycznych, która dzięki obszernym badaniom własnym metod łączenia polimerów i technologii elektrod, została zwieńczona sukcesem. Na podstawie przeprowadzonych testów zdecydowano wykorzystać selektywne napyłanie próżniowe w celu nanoszenia przewodzących prąd powłok na powierzchnię izolatora. Łączenie poszczególnych warstw realizowano z użyciem zgrzewania laserowego, którego technologia została dokładnie przebadana i zaadaptowana do celów rozprawy. Tak powstałe jednostki napędowe poddane zostały obszernym testom mechanicznym, uwzględniającym ich charakterystyki mechaniczne i żywotność, jak również niezbędnym testom elektrycznym. W tym ostatnim przypadku, poza pomiarem rzeczywistych wartości rezystancji i pojemności elektrycznej wyznaczono charakterystyki napięciowe dla różnych geometrii sztucznych mięśni, sprawdzono zjawisko histerezy poszczególnych modeli oraz zweryfikowano odpowiedź siłowników na sygnały sterujące o różnych amplitudach i kształtach. Zebrane wyniki porównano do rezultatów otrzymanych z symulacji numerycznych oraz zestawiono z siłownikami innych zespołów badawczych, a także odniesiono je do zakresu funkcjonalności ludzkiej dłoni.

Słowa kluczowe: sztuczne mięśnie, siłowniki elektrostatyczne, dłoni robotyczna, metoda elementów skończonych, technologie wschodzące



Summary

This doctoral dissertation was dedicated to the topic of flexible electrostatic actuators, classified as artificial muscles, in the context of their use in modern mechatronics systems, including humanoid robots, haptic devices and bionic prostheses. This technology, due to the scarcity of literature sources, required comprehensive recognition and systematization, including both analytical and empirical methods.

Taking the above into account, the scientific research carried out began with a detailed analysis of the mechatronic system of robotic hands developed over the last 40 years in order to accurately identify their main design requirements and system limitations. Due to the lack of available tools for simulating the discussed actuators, a universal tool – a program for numerical analysis – was developed in the dissertation. At its base, the use of the Abaqus program, functioning on the basis of the finite element method, was assumed, which was then expanded with own scripts implementing electrostatic forces on the surface of the considered muscle model. The program prepared in this way made it possible to test numerous models with different geometrical configurations. The obtained results extend the literature of the subject with a set of electro-mechanical characteristics and an analysis of the distribution of forces on the electrodes of the artificial muscle. Particular attention was paid to the phenomenon of rapid pull-in of the actuator after exceeding a certain limit voltage/strain, specific to the technology of electrostatic mechanisms. The results of the calculations are the first known, and at the same time comprehensive and exhaustive analysis of the problem. Another challenge taken up in the dissertation was the construction of original prototypes of electrostatic actuators, which, thanks to extensive own research on the methods of combining polymers and electrode technology, was crowned with success. Based on the tests carried out, it was decided to use selective vacuum sputtering to apply conductive coatings to the surface of the insulator. The joining of individual layers was carried out using laser welding, the technology of which was thoroughly tested and adapted for the purposes of the dissertation. The resulting drive units were subjected to extensive mechanical tests, taking into account their mechanical characteristics and lifetime, as well as the necessary electrical tests. In the latter case, apart from measuring the actual values of electrical resistance and capacitance, voltage characteristics were determined for various geometries of artificial muscles, the hysteresis phenomenon of individual models was checked, and the actuators' response to control signals of various amplitudes and waveforms was verified. The results obtained from numerical simulations and tests of prototypes were summarized and compared with the actuators of other research teams as well as the scope of functionality of the human hand.

Key words: artificial muscles, electrostatic actuator, robotic hand, finite element method, emerging technologies



Spis treści

WYKAZ WAŻNIEJSZYCH AKRONIMÓW	7
1. WSTĘP	8
1.1. Motywacja podjętej tematyki	8
1.2. Cel rozprawy	9
1.3. Teza rozprawy	9
1.4. Zakres rozprawy	10
1.5. Hierarchia przeprowadzonych prac	10
2. PRZEGLĄD DOSTĘPNYCH ROZWIĄZAŃ	12
2.1. Mechanika ludzkiej dłoni	12
2.2. Kinematyka dłoni robotycznych	15
2.3. Rodzaje siłowników	20
2.4. Rodzaje transmisji napędu	28
2.5. Liczba siłowników	30
3. ELASTYCZNE SIŁOWNIKI ELEKTROSTATYCZNE	32
4. SYMULACJE NUMERYCZNE ELASTYCZNYCH SIŁOWNIKÓW ELEKTROSTATYCZNYCH	37
4.1. Wykorzystywane metody i założenia	37
4.2. Modelowanie metodą elementów skończonych	42
4.3. Struktura programu do symulacji numerycznych	44
4.4. Wyniki symulacji numerycznych	46
4.4.1. Analiza wpływu długości siłownika na parametry pracy	47
4.4.2. Analiza wpływu wstępnego odkształcenia siłownika na parametry pracy	52
4.4.3. Analiza wpływu grubości izolatora siłownika na parametry pracy	54
4.4.4. Analiza wpływu długości zgrzewu siłownika na parametry pracy	56
5. KONSTRUKCJA ELASTYCZNYCH SIŁOWNIKÓW ELEKTROSTATYCZNYCH	59
5.1. Technologie łączenia warstw siłowników	59
5.1.1. Techniki łączenia polimerów	59
5.1.2. Testy spoin zgrzewanych laserowo	63
5.2. Materiał elektrod	68
5.3. Testy elektryczne materiałów	72
5.4. Technologia i materiały konstrukcyjne wykorzystane do budowy prototypów	75
6. TESTY ELASTYCZNYCH SIŁOWNIKÓW ELEKTROSTATYCZNYCH	78
6.1. Charakterystyki mechaniczne siłowników	78
6.2. Rezystancja i pojemność elektryczna siłowników	83
6.3. Testy zmęczeniowe siłowników	84
6.4. Testy elektryczne siłowników	85
6.4.1. Charakterystyki napięciowe siłowników	86



6.4.2.	Dynamika siłowników elektrostatycznych.....	92
7.	DYSKUSJA.....	97
8.	PODSUMOWANIE I WNIOSKI	104
	BIBLIOGRAFIA.....	107
	WYKAZ RYSUNKÓW	119
	WYKAZ TABEL.....	122

WYKAZ WAŻNIEJSZYCH AKRONIMÓW

ADL	Codzienne aktywności życiowe (<i>Activities of Daily Living</i>)
BLDC	Silnik bezszczotkowy (<i>Brushless Direct Current motor</i>)
CMC	Staw nadgarstkowo-śródręczny (<i>Carpometacarpal joint</i>)
DC	Prąd stały (<i>Direct Current</i>)
DIP	Staw międzypaliczkowy dalszy (<i>Distal Interphalangeal joint</i>)
DoF	Stopień swobody (<i>Degree of Freedom</i>)
DoM	Stopień ruchomości (<i>Degree of Motion</i>)
EAP	Polimery elektroaktywne (<i>Electroactive Polymers</i>)
ES	Element skończony
GUI	Interfejs graficzny użytkownika (<i>Graphical User Interface</i>)
IP	Staw międzypaliczkowy (<i>Interphalangeal joint</i>)
MCP	Staw śródręczno-paliczkowy (<i>Metacarpophalangeal joint</i>)
MEMS	Urządzenia mikro elektro-mechaniczne (<i>Micro Electro-Mechanical Systems</i>)
MES	Metoda elementów skończonych
PET	Politereftalan etylenu (<i>Polyethylene Terephthalate</i>)
PIP	Staw międzypaliczkowy bliższy (<i>Proximal Interphalangeal joint</i>)
SHAP	Test ruchomości dłoni (<i>Southampton Hand Assessment Procedure</i>)
SMA	Stopy z pamięcią kształtu (<i>Shape Memory Alloys</i>)
TCP	Siłowniki ze skręcanych włókien polimerowych (<i>Twisted and Coiled Polymers</i>)



1. WSTĘP

1.1. *Motywacja podjętej tematyki*

Biomimetyka, oznaczająca naśladowanie naturalnych mechanizmów, stanowi jeden z wiodących trendów we współczesnej inżynierii [1–4]. Najczęściej termin ten kojarzony jest ze wzniesieniem człowieka w powietrze za sprawą pierwszego samolotu, lecz rozwiązań będących jej następstwem można doszukiwać się w otaczającym świecie, zaczynając od pociągów wzorowanych na kształcie zimorodka, przerzutnikach Schmitta inspirowanych propagacją impulsów nerwowych kałamarnic, a kończąc na coraz częściej obecnej w codziennym życiu sztucznej inteligencji [5–12].

Znamiennym przykładem jest odwzorowywanie funkcji motorycznych ludzkiej dłoni, która z uwagi na szeroko rozumianą wszechstronność definiuje funkcjonalność człowieka w środowisku. Pierwotne działania nad tym zagadnieniem skupiały się przede wszystkim na zadaniu odtworzenia brakującej kończyny w postaci protez. Wzmoczony rozwój wszelkiego rodzaju konstrukcji odnotowany został po zakończeniu drugiej wojny światowej, kiedy to drastycznie wzrosła liczba osób poddanych amputacji kończyn [13, 14]. Pierwsze rozwiązania obejmowały proste mechanizmy bierne umożliwiające użytkownikowi wykonywanie pojedynczych rodzajów chwytów, głównie siłowych. Kolejne lata i rozwój urządzeń automatyki zapoczątkowały pojawianie się konstrukcji elektrycznych, lecz dopiero w 1977 roku osiągnęły formę umożliwiającą ich praktyczne zastosowanie [15]. Postępujący rozwój technologiczny, miniaturyzacja i rozwój nowych rozwiązań oraz szersza dostępność komponentów przyczyniły się do powstania konstrukcji odwzorowujących zarówno wyglądem jak i motoryką ludzką dłoń. Cechy te stanowią podstawę do określenia tych urządzeń mianem dłoni robotycznych. Ich pojawienie się przyniosło możliwość nowych zastosowań, w tym teleoperacji, której celem jest zastąpienie udziału człowieka w niebezpiecznym środowisku dedykowanym, zdalnie sterowanym chwytakiem antropomorficznym [16–21]. W ostatnich dekadach dostrzega się wzmożone prace i rozpowszechnienie wielozadaniowych robotów kroczących [22]. Szczególnie wyróżniającymi się z omawianej grupy są roboty humanoidalne z uwagi na ich bezpośrednie odwzorowanie cech człowieka i rosnącą rolę jaką mają odegrać w naszej przyszłości [17, 23, 24]. Niesie ona wyzwania dotyczące między innymi kolonizacji Marsa, do zadania którego przewiduje się użycia robotów o zaawansowanych zdolnościach interakcji środowiskowej [25, 26]. Niemniej jednak, ich najistotniejszym wyzwaniem będzie bezpośredni kontakt z ludźmi. Analizy demograficzne wskazują na znaczące zwiększenie liczby osób starszych w społeczeństwie. Najbardziej dotknięta zjawiskiem Japonia, już dziś wdraża prace nad zaawansowanymi robotami zdolnymi do koegzystencji i opieki nad tego rodzaju osobami [27–29].

Ręka, jako wszechstronne narzędzie chwytne umożliwiające zarówno wykonywanie czynności siłowych jak i precyzyjnych operacji manipulacji, stanowi główny wskaźnik postępu w dziedzinie zaawansowanych chwytaków antropomorficznych. Prace nad robotycznymi dłońmi, obejmujące zarówno zagadnienia zaawansowanych robotów humanoidalnych, protetyki i teleoperacji pozwoliły dotychczas na budowę chwytaków antropomorficznych jedynie zbliżonych

do zdolności ludzkiej dłoni [13, 14, 16–20, 30]. Analiza ich poszczególnych podsystemów wykazała, że ograniczona liczba stopni swobody, sztywność konstrukcji oraz niesatysfakcjonująca wynikowa funkcjonalność są bezpośrednim następstwem stosowanych jednostek napędowych [31].

Silniki elektryczne, pomimo powszechności i obszernej różnorodności parametrów pracy odznaczają się względnie dużymi wymiarami i wagą. Czynniki te były motywacją do zapoczątkowania badań nad nową generacją siłowników określanych potocznie mianem sztucznych mięśni. Idea konstrukcji napędu na wzór ludzkiego mięśnia – elastycznego, o dużej gęstości energii, a jednocześnie lekkiego, przyczyniła się do powstania jednostek na bazie materiałów z pamięcią kształtu, elastomerów dielektrycznych, włókien polimerowych i innych [32–39]. Spośród całej grupy na szczególną uwagę zasługują siłowniki wykorzystujące siły elektrostatyczne do generowania ruchu roboczego. Ich elastyczność, niska waga, a przede wszystkim wysoka efektywność czynią je stosowną alternatywą dla konwencjonalnych siłowników elektrycznych [40–42].

Dotychczasowe prace nad elastycznymi siłownikami elektrostatycznymi obejmują badania prototypowe, w głównej mierze skupiające się na technikach ich wytwarzania oraz podstawowych zakresach generowanych sił i napięcia zasilającego. Dostrzegalny jest brak szczegółowych danych pokrywających tematykę sterowania i optymalizacji parametrów pracy w kontekście zaawansowanych systemów robotyki, jak i metod pozwalających usprawnić ten proces.

Przytoczone wnioski skłaniają do przeprowadzenia rozszerzonych prac nad elastycznymi siłownikami elektrostatycznymi i stanowią główną motywację niniejszej rozprawy doktorskiej.

1.2. Cel rozprawy

Głównym celem rozprawy doktorskiej jest analiza elastycznych siłowników elektrostatycznych, zaliczanych do kategorii napędów powszechnie nazywanych sztucznymi mięśniami, w kontekście zastosowania w roli siłowników w zaawansowanych dłoniach robotycznych. Zadanie to rozdzielono na cele indywidualne skupiające się na: przeglądzie istniejących sztucznych dłoni i specyfikacji ich kluczowych zagadnień mechanicznych, analizie udokumentowanych siłowników elektrostatycznych i porównaniu z innymi rodzajami napędów, przeprowadzeniu symulacji numerycznych i identyfikacji kluczowych cech i parametrów mięśni elektrostatycznych, budowie siłowników w wyselekcjonowanej technologii i wykonaniu testów weryfikacyjnych rzeczywistych jednostek.

1.3. Teza rozprawy

Biorąc pod uwagę powyższe cele oraz motywację niniejszej pracy sformułowano tezy badawcze. Tezę pierwszą o brzmieniu:

Zastosowanie metody elementów skończonych do analizy funkcjonalności elastycznych siłowników elektrostatycznych pozwala na zwiększenie wydajności procesu prototypowania sztucznych mięśni, jako jednostek napędowych w zaawansowanych systemach mechatroniki,

oraz tezę drugą o brzmieniu:

Zastosowanie technik symulacyjnych i eksperymentalnych do optymalizacji geometrii elastycznych siłowników elektrostatycznych, pozwoli na zwiększenie efektywności ich działania jako sztucznych mięśni, w systemach mechatroniki.

1.4. Zakres rozprawy

Silna zależność zagadnień robotyki biomimicznej z rozwiązaniami spotykanymi w naturze prowadzi do naturalnego zestawiania ich pod względem funkcjonalnym. Z tego względu niniejszą rozprawę dokorską rozpoczęto wprowadzeniem do mechaniki ludzkiej dłoni oraz wnikliwą analizą podsystemów układu mechanicznego dłoni robotycznych w rozdziale 2. Na ich podstawie, dalsza część dysertacji zgłębia wiedzę dotyczącą jednostek napędowych bazujących na elastycznych siłownikach elektrostatycznych, których podstawowe mechanizmy i szczegółowo omówionych w rozdziale 3.

Kolejne rozdziały stanowią bezpośredni wkład autora w dział robotyki obejmujący przytoczone sztuczne mięśnie. Rozdział 4 poświęcony został w pełni symulacjom numerycznym siłowników elektrostatycznych. Ogólne założenia dotyczące metod, konstrukcji i zjawisk fizycznych zawarto w rozdziale 4.1. Następnie przybliżono szczegóły analizy metodą elementów skończonych (rozdział 4.2) i bazujący na niej oryginalny program do kompleksowych symulacji omawianych siłowników z uwzględnieniem sił elektrostatycznych (rozdział 4.3). Pozyskane wyniki zostały zawarte w licznych charakterystykach parametrów pracy i wyczerpująco opisane w kontekście nowych osiągnięć w rozdziale 4.4. Budowa prototypów, będąca głównym zagadnieniem rozdziału 5, poprzedzona została przeglądem i stosownymi testami zarówno wykorzystywanych jak i potencjalnych technik, narzędzi oraz materiałów. Objął on metodykę łączenia poszczególnych warstw mięśni elektrostatycznych opisaną w rozdziale 5.1, materiały pełniące rolę elektrod (rozdział 5.2) i testy elektryczne kompozytowych struktur siłowników (rozdział 5.3). Na podstawie pozyskanej wiedzy i zebranemu doświadczeniu zaprezentowano technologię przyjętą do konstrukcji własnych prototypów elastycznych mięśni elektrostatycznych w rozdziale 5.4. Skonstruowane jednostki o szerokim zakresie konfiguracji geometrycznych zostały poddane rozległym testom w rozdziale 6. Badania te rozpoczęto od wyznaczenia charakterystyk mechanicznych i podstawowych parametrów elektrycznych, co odpowiednio opisano w rozdziałach 6.1 i 6.2. W kolejnym kroku sprawdzono żywotność siłowników (rozdział 6.3), po czym zaprezentowano liczne charakterystyki i przebiegi pracy siłowników elektrostatycznych z przyłożonym napięciem elektrycznym w rozdziale 6.4. Pracę zamyka obszerna weryfikacja opracowanych rozwiązań z odniesieniem do literatury przedmiotu (rozdział 7) oraz podsumowanie i wnioski, które zawarto w rozdziale 8. Uzupełnienie rozprawy stanowią materiały filmowe, obejmujące eksperymenty skonstruowanych prototypów siłowników, oraz algorytm programu do symulacji numerycznych zamieszczone na płycie CD.

1.5. Hierarchia przeprowadzonych prac

Kluczowym, z punktu widzenia przedstawianych badań i wyników, jest sprecyzowanie kolejności podjętych działań. Stan posiadanej wiedzy i doświadczenia oraz dostępność

rozwiązań technologicznych na poszczególnych etapach miały decydujący wpływ na przyjęte założenia i rozwiązania w każdym z nich.

Wszelkie prace koncepcyjne i wdrożeniowe poprzedzone zostały stosownym przeglądem literatury przedmiotu. Na jego podstawie wytypowano głównie elektrostatyczne jako jednostki o wysokim potencjale rozpatrywanych aplikacji. Przystępując do symulacji numerycznych, z uwagi na brak fizycznych obiektów, przyjęte założenia i rozwiązania bazowały na udokumentowanych prototypach innych zespołów badawczych. Analiza wyników pozwoliła na oszacowanie parametrów pracy, a tym samym dobór materiałów w kolejnym etapie. Przed podjęciem budowy siłowników elektrostatycznych zweryfikowano praktyczność poszczególnych narzędzi i metod obróbki w odniesieniu do rozpatrywanej skali. Wybór ostatecznego rozwiązania podyktowany został wynikami przeprowadzonych eksperymentów oraz dostępnością wybranej technologii.

2. PRZEGLĄD DOSTĘPNYCH ROZWIĄZAŃ

Podążając za ciągłym udoskonaleniem, którego celem jest osiągnięcie rozwiązania uniwersalnego i wszechstronnego, wymagania względem chwytaków robotycznych definiowane są współcześnie w oparciu o cechy ludzkiej dłoni. Nieosiągalna na dzień dzisiejszy kombinacja siły, precyzji, rozległej sensoryki i adaptacyjnej funkcjonalności inspirowa i napędza prace w kolejnych segmentach inżynierii. Pozwoliło to dotychczas na zapoczątkowanie prac i powstanie pierwszych rozwiązań z takich zakresów jak elastyczne powłoki sensoryczne określane mianem sztucznej skóry czy siłowniki bazujące na specyficznych właściwościach fizycznych materiałów.

W chwytakach antropomorficznych wyróżnia się 3 główne podsystemy: sterujący, mechaniczny i sensoryczny. Przyglądając się pełnionym przez nie funkcjom, należy zauważyć, że to układ mechaniczny definiuje bezpośrednio rozpiętość osiągalnych pozycji i ruchów. Pozostałe dwa, choć bez nich system ten nie mógłby istnieć to większe znaczenie odgrywają w kontekście dynamiki i precyzji ruchu poszczególnych członów.

Śledząc proces zmian kolejnych konstrukcji dłoni robotycznych, można wyszczególnić kluczowe aspekty stanowiące ograniczenia w ich postępie. Pomimo, że kinematyka chwytaka wydaje się być decydującym ogniwem pod względem motoryki układu, tak prace badawcze wykazują jego nierozłączony związek z dodatkowymi komponentami – jednostką napędową i rodzajem transmisji ruchu.

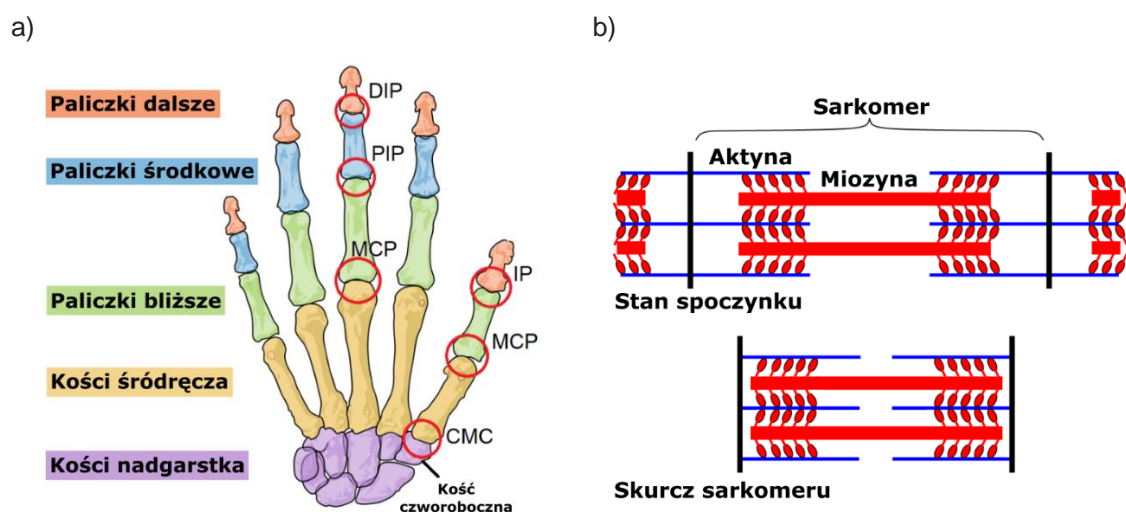
Niniejszy rozdział ma na celu przybliżenie zagadnienia mechaniki robotycznych dłoni w oparciu o analizę ponad 80 konstrukcji i ich podsystemów z ostatnich 40 lat. Przegląd ten poprzedzony został stosownym wprowadzeniem w aspekty medyczne ludzkiej dłoni, z uwagi na bezpośrednie porównania i odniesienia zarówno w literaturze przedmiotu jak i w niniejszej rozprawie. Gros uzyskanych charakterystyk i wyciągniętych na ich podstawie wniosków została opublikowana w czasopiśmie naukowym [31] i stanowi podstawę poniższego rozdziału.

2.1. *Mechanika ludzkiej dłoni*

Anatomię ludzkiej dłoni (rys. 2.1) można podzielić ogólnie na 3 części obejmujące nadgarstek, śródreżce i pięć palców: kciuk, wskazujący, środkowy, serdeczny i mały, które przyjęto numerować odpowiednio od 1 do 5 (rys. 2.1a). Układ kostny dłoni składa się z 27 kości, z których 8 to kości nadgarstka, 5 kości śródreżca i 14 kości palców. Każdy z palców od 2 do 5 ma po trzy kości, zwane paliczkami: bliższy, środkowy i dalszy. Kciuk różni się od nich pod tym względem, iż nie posiada paliczka środkowego.

Więzadła pomiędzy poszczególnymi kośćmi tworzą stawy, które nie tylko zapewniają swobodę poruszania, lecz także definiują w jakich kierunkach i zakresach ruch ten może się odbyć. Główne typy stawów dzieli się ze względu na ich liczbę stopni swobody. Stawy międzypaliczkowe bliższe PIP (łac. *Proximal Interphalangeal*), międzypaliczkowe dalsze DIP (łac. *Distal Interphalangeal*) oraz międzypaliczkowe IP (łac. *Interphalangeal*) posiadają 1 stopień swobody DoF (ang. *Degree of Freedom*) i pozwalają na ruch zawiasowy w jednej osi. Kolejnym rodzajem są stawy śródreżczo-paliczkowe MCP (łac. *Metacarpophalangeal*) o dwóch stopniach swobody, które odpowiadają ruchom zginania/prostowania oraz niewielkiego

przywodzenia/odwodzenia. Trzecim, a zarazem najważniejszym, jest siodłowy staw nadgarstkowo-śródręczny kciuka CMC (łac. *Carpometacarpa*). Dzięki swojej wyjątkowej budowie umożliwia on wykonywanie ruchu opozycji, co nie tylko wyróżnia nas ludzi spośród innych gatunków ssaków, lecz przede wszystkim poszerza umiejętności chwytne [43, 44]. Ruch ten jest następstwem kombinacji przemieszczeń trój płaszczyznowych, tzn. zgięcia/wyprostu, odwodzenia/przywodzenia i rotacji, przy czym należy zaznaczyć, że jest on definiowany jako przegub o dwóch stopniach swobody, ponieważ nie ma możliwości samodzielnego wykonania trzeciego z wymienionych ruchów. Kwestią sporną kinematyki ręki pozostaje opozycja małego palca w stawie CMC. W zależności od źródeł bibliograficznych można spotkać się z przyporządkowaniem 1 DoF palcu serdecznemu (staw płaski) i 2 DoF palcu małego (staw siodłowy) [45], podczas gdy [46, 47] dla tych samych palców definiuje oba stawy jako dwuosiove. Z uwagi na drugorzędne znaczenie tematyka ta nie jest szerzej poruszana, a jak pokazano w kolejnych podrozdziałach jedynie pojedyncze konstrukcje uwzględniają przemieszczenia w tych przegubach. Stąd też ruch ten w dalszej części pracy jest określany wspólnym mianem opozycji palca małego.



Rys. 2.1. Podstawowe zagadnienia mechanizmów ludzkiej dłoni: a) układ kostny dłoni (na podstawie grafiki *Mariana Ruiz Villarreal*), b) budowa i działanie sarkomeru (na podstawie grafiki *Wim Lammers*)

Mięśnie, w ujęciu inżynierskim, można zdefiniować jako siłowniki jednostronnego działania. Z uwagi na tę cechę występują one w układzie antagonistycznym, tym samym działają w przeciwstawnych parach. Podstawową jednostką włókna mięśniowego jest sarkomer (rys. 2.1b). W najprostszym ujęciu składa się on z filamentów cienkich (z białka aktyny) i grubych (z białka miozyny). Teoria ślizgowa skurczu mięśnia tłumaczy wynikowy ruch jako wślizgiwanie się cienkich filamentów aktynowych pomiędzy grube włókna miozyny, tym samym skracając cały sarkomer i zwiększając jego objętość. Za ruch ludzkiej dłoni odpowiada ponad 30 mięśni, przy czym klasyfikuje się je ze względu na lokalizację i tak te w przedramieniu odpowiadają za chwyt siłowy, a te umieszczone w dłoni za chwyt precyzyjne i manipulację [48,49].

Transmisja ruchu w ludzkim ciele wykonywana jest za pośrednictwem systemu ścięgien. Elastyczna tkanka łączna, połączona między mięśniami a kośćmi, ślizga się w osłonkach, które nie tylko zapobiegają jej ocieraniu, ale także utrzymują ją we właściwym miejscu blisko palców. W zależności od lokalizacji i pełnionej funkcji wyszczególnić można połączenia bezpośrednie mięsień-ścięgno-kość jak i złożone siatki ścięgien, które wprowadzają wzajemne zależności między poszczególnymi ruchami. W kontekście dłoni taką strukturą jest mechanizm prostowników, który łączy mięśnie międzykostne, glistowate i prostowniki palców, i w zależności od sekwencji skurczu pozwala na wykonywanie różnych ruchów palców [43, 50].

Pomimo, że zagadnienia sensoryki, w odniesieniu do motoryki ludzkiej dłoni, nie mieszczą się w tematyce pracy, tak niektóre z nich zasługują na wymienienie ze względu na ścisłe powiązanie z układem ruchowym dłoni. Do najistotniejszych elementów układu regulującego pracę mięśni zalicza się napięcie samych włókien mięśniowych oraz proprioceptory obecne zarówno w mięśniach, stawach jak i kościach. Dzięki tym mechanizmom dostarczane są nie tylko informacje o obecnych siłach i kątach w danych stawach, lecz także możliwe jest jednoznaczne określenie orientacji kończyny lub jej części w przestrzeni [49,51–54].

Weryfikacja ruchomości dłoni i zdolności chwytnych była następstwem rozwoju dyscypliny, celem czego było wypracowanie metodyki oceny ogólnej motoryki dłoni osoby po urazie kończyny. Pierwsze prace nad klasyfikacją chwytów obejmowały szereg czynników, do których zaliczyć można: część dłoni wykorzystywaną w trakcie chwytu, kształt przedmiotu, końcową pozycję dłoni, geometrię [16,55]. Kluczowym w ewolucji metod klasyfikacji było rozdzielenie ruchów dłoni na siłowe i precyzyjne [55], co zostało rozszerzone o geometrię obiektu w najpowszechniejszym zestawieniu chwytów ludzkiej dłoni opublikowanym przez *Cutkovsky'ego* [56]. Powyższe prace zostały uwzględnione oraz uzupełnione o dodatkowe cechy w taksonomii *Feix'a* (rys. 2.2), która uchodzi obecnie za najdokładniejszą kategoryzację właściwości chwytnych ludzkiej ręki obejmując aż 33 różne pozycje [57]. Wszystkie rozpatrywane chwyt podzielone zostały w oparciu o 4 wskaźniki:

- charakter chwytu – mocny, średni, precyzyjny,
- pozycję kciuka – przywiedzenie/odwiedzenie,
- rodzaj opozycji kciuka – dłoniowa, opuszkowa, boczna,
- liczbę sił przyłożonych w różnych kierunkach obiektu.

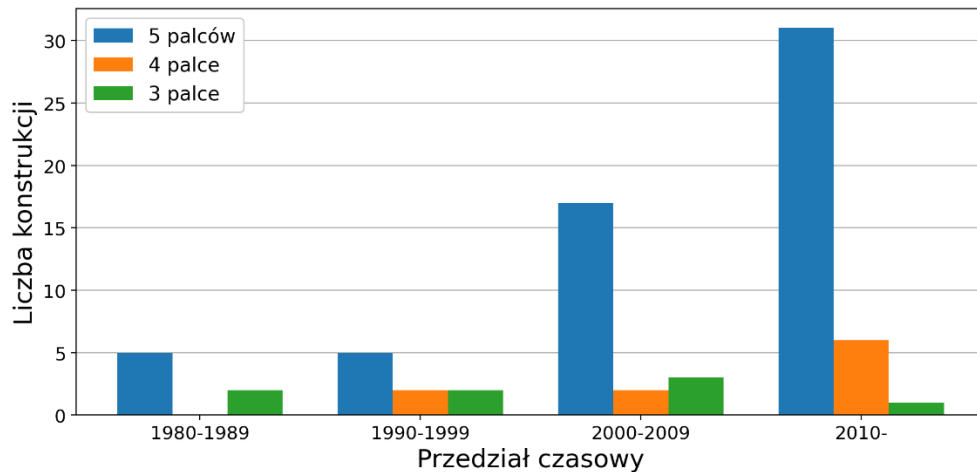
	chwyt siłowy					chwyt pośredni			chwyt precyzyjny					
	dłoń		kłęb			bok			kłęb				bok	
	3-5	2-5	2	2-3	2-4	2-5	2	3	3-4	2	2-3	2-4	2-5	3
odwodzenie kciuka														
przywodzenie kciuka														

Rys. 2.2. Taksonomia chwytów ludzkiej dłoni Feix'a [57]

Ze względu na bezpośrednią inspirację naturą w konstrukcjach robotycznych chwytaków, metodologie klasyfikacji chwytów ludzkiej dłoni są powszechnie stosowanym kryterium oceny funkcjonalności dłoni robotycznych oraz ich poziomu antropomorfizmu. Dostępne są jednak inne metody obejmujące między innymi prostą weryfikację opozycji kciuka w teście *Kapandji'ego* czy też test SHAP (ang. *Southampton Hand Assessment Procedure*), w którym sprawdzana jest, pod rygiem czasowym, manipulacja obiektami codziennego użytku ADL (ang. *Activities of Daily Living*) [58–60].

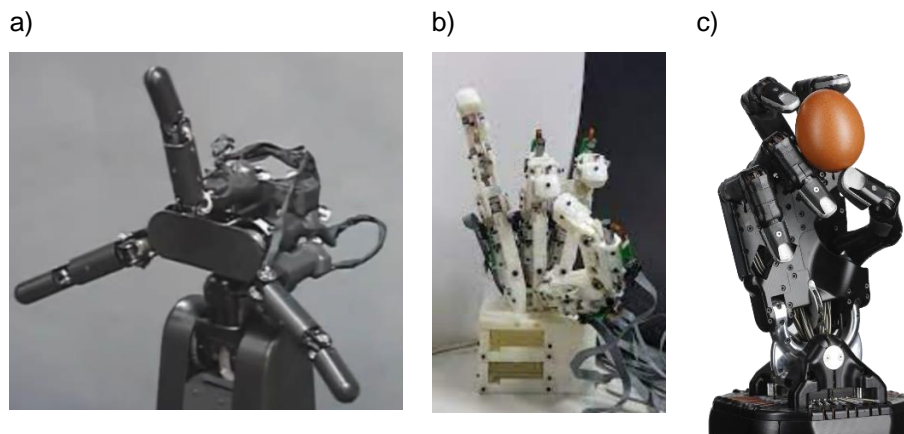
2.2. Kinematyka dłoni robotycznych

Analizy zagadnienia chwytu dowolnego przedmiotu za pomocą dłoni dowiodły, że do uzyskania stabilnego chwytu wymagane są co najmniej trzy palce, gdzie chociaż jeden będzie w opozycji do pozostałych. Ponadto, w celu manipulacji obiektem w dłoni konieczne jest występowanie czwartego palca w takim ułożeniu, aby zagwarantować chwyt trzypunktowy podczas zmiany palców [20,61]. Fakt ten, jest jednym z powodów przeważającej liczby konstrukcji zrobotyzowanych dłoni składających się z 5 palców w konfiguracji biomimicznej (rys. 2.3), tj. piąty palec w opozycji do pozostałych [39, 62–66].



Rys. 2.3. Wykres liczby konstrukcji dłoni o różnych konfiguracjach palców w czasie [31]

Należy podkreślić, że mimo tego budowane są także konstrukcje z trzema palcami, lecz głównie w celu rozwoju algorytmów sterowania [67–75]. Doskonałym przykładem jest chwytak przeznaczony do pracy z dużą prędkością [76], który wykorzystując feedback z kamery szybkoobrotowej i czas regulacji ruchu 1 ms był w stanie chwycić w powietrzu podrzucony obiekt. Praktyczniejsze rozwiązania z czterema palcami nie tylko spełniają kryteria stabilności chwytu i manipulacji, lecz także, poprzez redukcję łańcucha kinematycznego, zmniejszają liczbę wymaganych siłowników [20,77–86]. Wszystkie trzy konfiguracje robotycznych dłoni przedstawione zostały na rys. 2.4.



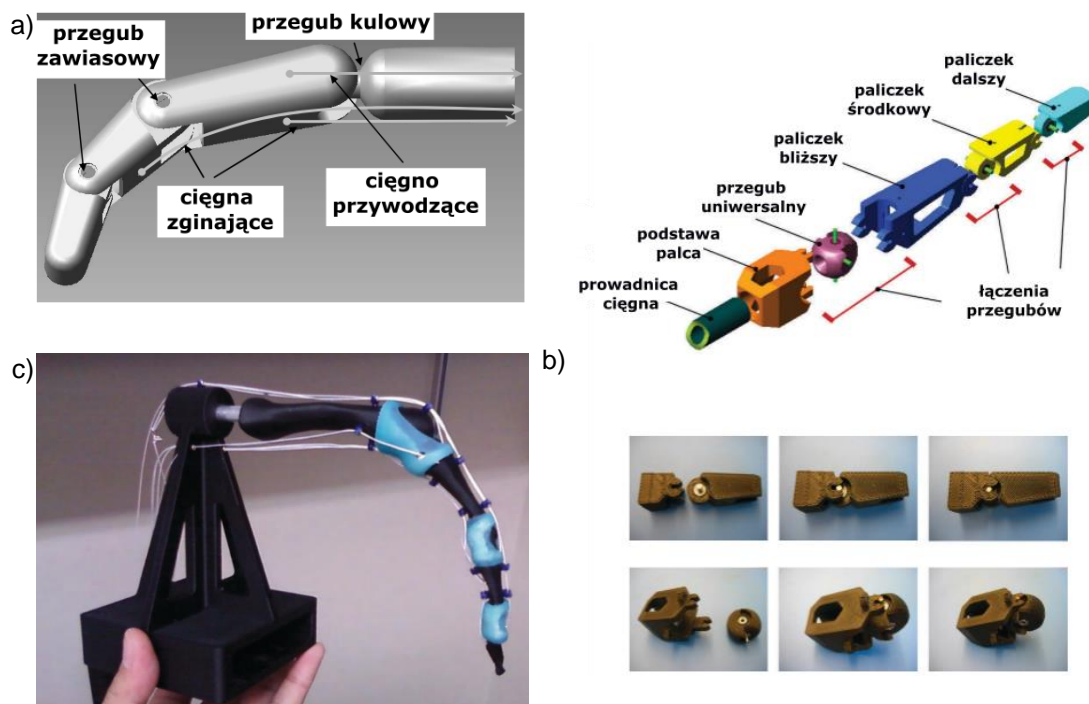
Rys. 2.4. Konstrukcje dłoni robotycznych o różnej liczbie palców: a) 3 palce [76], b) 4 palce [77], c) 5 palców [66]

Klasyfikacja konstrukcji ze względu na liczbę palców pozwala jedynie ocenić ogólny stopień antropomorfizmu. Z perspektywy funkcjonalności kluczowa jest weryfikacja stopni swobody układu. W tym miejscu należy zaznaczyć, że definicja tego parametru jest wykorzystywana w kontekście chwytaków antropomorficznych w dwóch znaczeniach, co często prowadzić może do złej interpretacji prezentowanych wyników. Stopień swobody z definicji określa liczbę niezależnych parametrów wejściowych wymaganych do jednoznacznej definicji stanu całego systemu [87]. Autorzy wykorzystują termin ten zarówno do opisu mechanizmu

dłoni bez uwzględnienia układu napędowego jak i dla całego systemu [88–90]. W celu zobrazowania, łańcuch kinematyczny z dwoma przegubami obrotowymi, z których każdy jest napędzany przez jeden siłownik, ma 2 DoF. Ten sam system, ale sprzężony, tzn. jeden siłownik steruje obydwoma ogniwami, jest postrzegany jako posiadający 1 DoF. Niektórzy autorzy uwzględniają tę rozbieżność i stosują dodatkowe nazewnictwo. W pracy [81] wprowadzono termin „stopień ruchu” DoM (ang. *Degree of Motion*) w celu opisanie wyłącznie mechaniki rąk bez powiązań transmisji napędu, a w pracy [90] kinematykę ze sprzężonymi jednostkami napędowymi opisywano jako aktywny stopień swobody. Na potrzeby rozprawy doktorskiej przyjęto pierwszą nomenklaturę, tzn. opisując wyłącznie zakres ruchomości poszczególnych przegubów wykorzystywane jest pojęcie DoM, zaś każde użycie DoF oznacza stopnie swobody konstrukcji sprzężonej z układem napędowym i transmisyjnym.

Przyglądając się mechanice połączeń między kolejnymi ogniwami łańcucha kinematycznego robotycznej dłoni dostrzega się szereg rozwiązań umożliwiających odwzorowanie zakresu ruchu naturalnych połączeń (rys. 2.5). Jednoosiowe zginanie i rozciąganie w stawach PIP i DIP realizowane jest z pomocą prostych łączów zawiasowych [91–94]. W przypadku MCP, który naturalnie posiada 2 DoM, prostsze konstrukcje pomijają ruchy przywodzenia/odwodzenia, lecz przeważnie wykorzystywane są przeguby uniwersalne pozwalające na ruch w dwóch osiach [88, 95]. Przeguby kulowe lub alternatywne łańcuchy przegubów uniwersalnych stanowią rozwiązanie mechaniki stawów trójosiowych, w szczególności CMC kciuka, przy czym niektóre zespoły badawcze stosowały je także w stawach śródrečno-paliczkowych [96, 97]. Niemniej jednak, żaden z autorów nie wyjaśnił mechanizmu zabezpieczającego przegub przed ruchem skrętnym.

Kolejną grupę reprezentują mechanizmy odzwierciedlające naturalne stawy, tj. połączenia elipsoidalne oraz siodłowe. Z uwagi na brak połączeń konstrukcyjnych między poszczególnymi ogniwami, jak w konwencjonalnych rozwiązaniach, konieczne jest zapewnienie elementów łączących i jednocześnie ograniczających ich ruchomość na wzór ludzkich więzadeł. Autorzy [89, 95, 98] odwzorowując układ kostny, a tym samym mechanikę stawów, wyposażyli konstrukcję w elastyczne elementy, które nie tylko stabilizowały wzajemne ułożenie członów, lecz także utrzymywało wewnątrz płyn zmniejszający tarcie pomiędzy dwiema powierzchniami ruchomymi.



Rys. 2.5. Rodzaje przegubów stosowane w chwytakach antropomorficznych: a) przegub kulowy [97], b) przeguby uniwersalne [88], c) biomimiczna struktura układu więzadłowego [89]

Należy zaznaczyć także występowanie niekonwencjonalnych konstrukcji ściśle związanych z zastosowanym rodzajem napędu w postaci silikonowych komór wyginających się pod wpływem sprężonego gazu. W [99] przedstawiono dłoń jako jedną bryłę, w której brak wyszczególnionych stawów i działanie przypominające macki nie tylko umożliwiło zaliczenie testu *Kapandji'ego*, ale również wykonanie 31 z 33 chwytów *Feix'a*. Z drugiej strony Qi i in. [100] udowodnili, że stosując dodatkowe usztywnienia dla powyższych napędów oraz rozdzielając każdy palec na wielokanałowe struktury osiąga się mechanizmy o motoryce człowieka. Ręka ta domyślnie posiada 3 DoM w każdym stawie, przy czym rodzajysterowania poszczególnych kanałów skutkowało finalnymi 2 DoM w złączach MCP i CMC oraz 1 w PIP, DIP i IP.

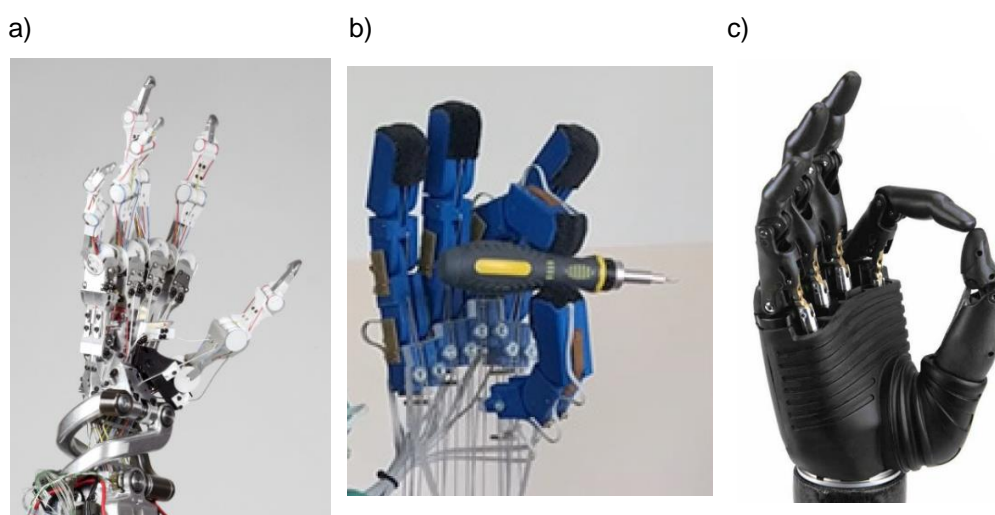
Przyglądając się rozwiązaniom na przestrzeni ponad 40 lat wyłaniają się charakterystyczne grupy pod względem stosowanych stopni swobody w danym przegubie. Zwykle palce od wskazującego do małego mają od 3 do 4 DoM i są zdolne do zginania lub prostowania oraz odwodzenia lub przywodzenia [21, 27, 101–106]. W celu upraszczania konstrukcji spotkać się można z jednostkami pozbawionymi jednego paliczka, lecz o dłuższych pozostałych członach [107–109]. Innym przykładem jest praca [110], gdzie ruchomość stawu MCP zamiast konwencjonalnego zakresu *yaw-pitch*, zastąpiono *roll-pitch*. Autorzy wykazali, że modyfikacja ta ułatwiła zadanie manipulacji, co zostało potwierdzone pokryciem taksonomii *Cutkovsky'ego*. Do nietypowych rozwiązań zalicza się także zastąpienie stawów MCP palców od 2 do 5 jednym przegubem zawiasowym, co jak dowiedli autorzy [110, 111] nie przeszkodziło to w wykonaniu większości testów SHAP.

Przechodząc do zaawansowanych projektów, takich jak Robonaut zainicjowany przez NASA [17, 112] czy wcześniej wspomniany ShadowHand [66], poza zapewnieniem 2 DoM w stawie MCP urządzenia te wyposażone są również w opozycję palca małego i/lub serdecznego. Dodatkowe stopnie swobody nie tylko zwiększają poziom antropomorfizmu całej konstrukcji, lecz także znacząco przyczyniają się do poprawy właściwości chwytnych i manipulacyjnych.

Cechą decydującą o finalnej funkcjonalności całej ręki jest bez wątpienia kciuk. Jego nietypowy zakres ruchów uczestniczy w większości chwytów [56, 57]. Analizując urządzenia z szeroko pojętej dziedziny robotyki, można wyszczególnić 3 rodzaje (rys. 2.6) wdrożenia kciuka:

- ze złączem przeciwstawnym (zdecydowana większość urządzeń) [113, 114–119],
- umieszczone trwale w opozycji [18, 39, 85, 120–122],
- ręcznie rekonfigurowalne [62, 109, 123].

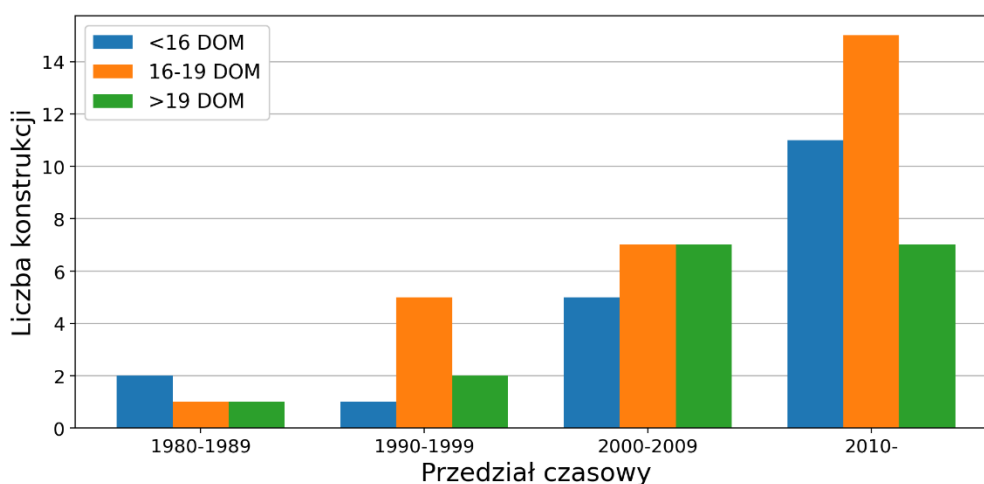
Pierwsze z nich posiadają co najmniej 2 lub 3 DoM w złączu CMC i po 1 DoM w MCP i IP. Konstrukcje te są wysoce biomimiczne, ponieważ wszechstronność tak zaimplementowanego kciuka pozwala na wykonywanie większości ruchów człowieka. W przeciwieństwie do nich, stałe położenie w opozycji ogranicza znacząco ruchliwość dłoni, która jest głównie przystosowana do chwytów siłowych cylindrycznych i pokrewnych oraz precyzyjnych wykorzystujących kciuk i palec wskazujący. Przykład takiego rozwiązania stanowi konstrukcja opracowana i wykonana przez Autora w ramach pracy magisterskiej [124]. Ostatnią grupę reprezentują typowe zastosowania protetyczne, w których osoba po amputacji decyduje o sposobie wykonania zadania i ręcznie ustawia położenie kciuka [104]. W pracy [123] zapewniono dziewięć różnych pozycji, aby sprostać wymaganiom testu *Kapandji'ego*, ale komercyjne protezy pokazują, że raptem kilka pozycji jest wystarczających w codziennej aktywności [125, 126].



Rys. 2.6. Rodzaje rozwiązań konstrukcyjnych kciuka: a) złożona kinematyka biomimiczna [118], b) w stałej opozycji [183], c) manualna konfiguracja położenia w dłoni protetycznej [127]

Podsumowując, na podstawie wszystkich analizowanych urządzeń można stwierdzić, że średnia liczba stopni swobody w ujęciu przegubów powinna wynosić 16 DoM: 1 w stawach DIP, PIP i MCP palca wskazującego, 1 w MCP i IP kciuka oraz 2 DoM w złączu CMC. Ta

konfiguracja pozwala na wykonanie większości praktycznych chwytów. Urządzenia o wysokim poziomie antropomorfizmu przekraczają granicę 19 DoM, co spowodowane jest dodatkowymi DoM w stawach MCP oraz opozycją kciuka i innych palców. Złożoność ta niesie za sobą nie tylko naturalną fizjonomię, lecz przekłada się także bezpośrednio na znacznie rozbudowaną motorykę urządzenia, pozwalającą m.in. na manipulację trzymany obiektów czy wykonanie złożonych chwytów precyzyjnych. Pod tym względem dominującą konstrukcją pozostaje ShadowHand z 23 DoM [128]. Niemniej jednak, z uwagi na złożoność konstrukcyjną całego systemu stanowią one najmniej liczną grupę spośród omawianych (rys. 2.7). Najbardziej obszerną grupą nadal pozostają robotyczne dłonie ze stopniami swobody pomiędzy 16 a 19, a te poniżej 16 DoM są w głównej mierze wyznaczone przez rozwiązania protetyczne.



Rys. 2.7. Narastająca w czasie złożoność kinematyki istniejących dłoni robotycznych [31]

2.3. Rodzaje siłowników

Rodzaj zastosowanego siłownika ma kluczowy wpływ na dynamikę robotycznej dłoni. Osiągi napędu wpływają na prędkość stawu, a moc (wraz ze sprawnością transmisji) przekłada się na siłę wytwarzaną przez opuszki palców i cały mechanizm. Istnieje szereg parametrów, które określają dany siłownik, stąd przyjmuje się ich różne klasyfikacje. Autorzy [129–131] podzielili istniejące rozwiązania na silniki prądu stałego, siłowniki pneumatyczne/hydrauliczne oraz nowe typy, takie jak stopy z pamięcią kształtu SMA (ang. *Shape Memory Alloys*) czy elektroaktywne polimery EAP (ang. *Electroactive Polymers*). Odmienny schemat przyjęto w pracy [132], gdzie poza ogólną charakteryzacją siłowników silnikowych i materiałowych, wydzielono je ze względu na rodzaj ruchu – obrotowy lub liniowy. Ostateczna kategoryzacja rozdziela je na rozwiązania konwencjonalne i niekonwencjonalne.

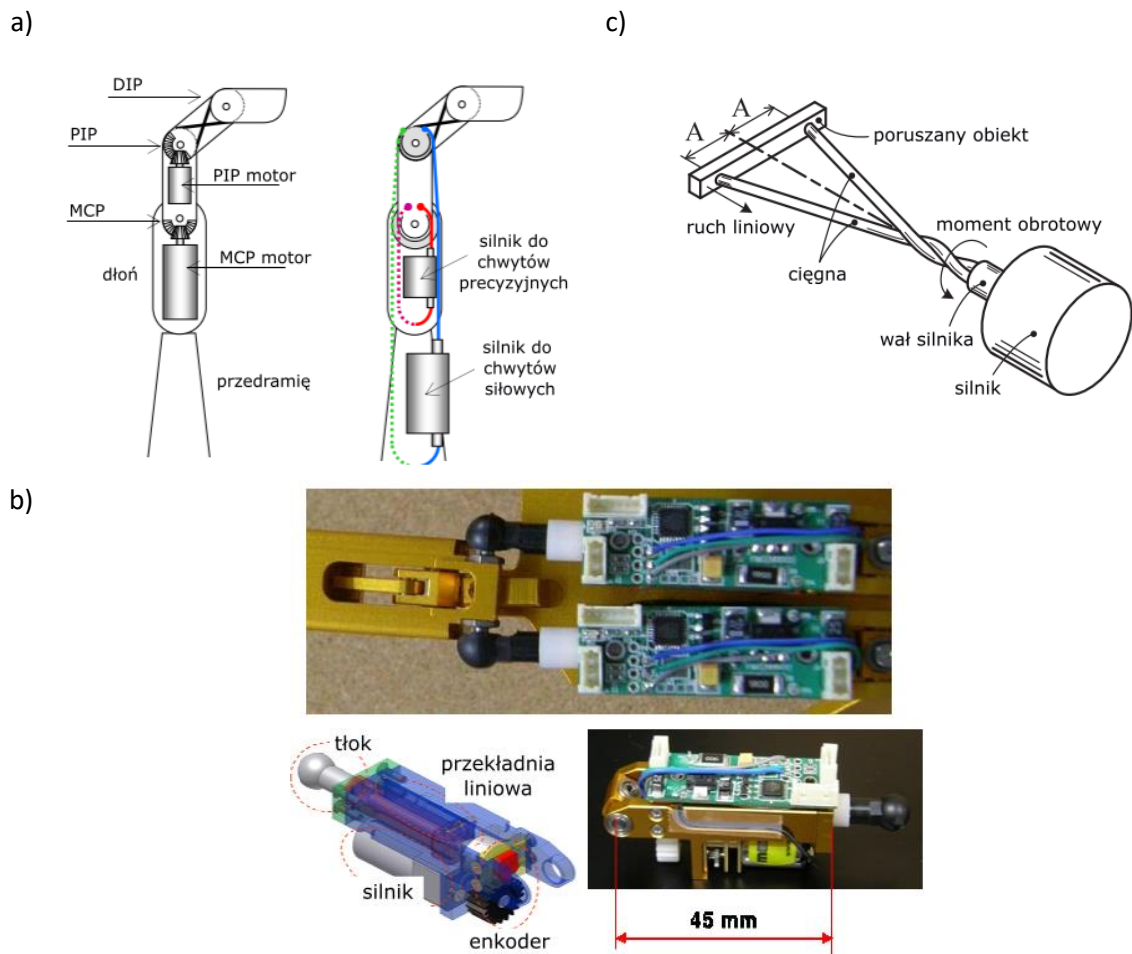
W niniejszej pracy przyjęto własną klasyfikację, która łączy cechy powyższych, i tym samym wyróżnia się 3 grupy. Pierwszą są napędy bazujące na wszelkiego rodzaju silnikach, w tym serwomechanizmy, siłowniki liniowe i inne (rys. 2.8). Do drugiej zaliczają się konwencjonalne siłowniki pneumatyczne/hydrauliczne, które jako ruch roboczy wykorzystują sprężone medium robocze (rys. 2.9). Ostatnią grupę stanowią jednostki określane mianem sztucznych mięśni, a tym samym wysoce biomimicznych (rys. 2.10).

Biorąc pod uwagę budowę wewnętrzną silników prądu stałego dzieli się je na szczotkowe i bezszczotkowe. Pierwsze z nich posiadają ruchome uzwojenia, tym samym do zmiany polaryzacji niezbędny jest komutator i szczotki. Kontakt mechaniczny między nimi zużywa obie części z ubiegiem czasu i skraca żywotność urządzenia. Istotnym czynnikiem w kontekście protez jest również generowany hałas. W przeciwieństwie do nich silniki bezszczotkowe posiadają nieruchome uzwojenia, a zmiana polaryzacji jest realizowana przez dedykowany sterownik. Urządzenia te są nie tylko bezgłośnie, ale także mają prostszą konstrukcję, wyższą sprawność, gęstość mocy i generowane momenty (tabela 2.1). Bez względu na różnice, oba typy, z uwagi na względnie niskie momenty obrotowe, wymagają systemu redukcyjnego, który zmniejszy wyjściową prędkość obrotową kosztem większych sił kątowych (rys. 2.8a). Potwierdzają to liczne prace, w których niezbędne było zastosowanie takiego mechanizmu [68, 70, 72, 77, 90, 133, 134]. Wśród nich spotkać można siłowniki z wbudowaną redukcją, takie jak Pololu z przekładnią 35:1, które w pracy [108] umożliwiły poruszanie stawami z prędkością 20 °/s. Alternatywę stanowią niezależnie dobierane napędy z systemem redukcyjnym. Dedykowany dobór parametrów w dłoni RCH1, obejmujący silniki Maxon REmax17 i zewnętrzną przekładnię (64:1), skutkowało prędkością w przegubie DIP 2750 °/s i całkowitą siłą chwytania 30 N [27]. Na szczególną uwagę zasługuje wyjątkowe rozwiązanie opisane w pracy [135], w którym ciągnowy system transmisji (ruchu roboczego do palca ręki) wykorzystany został również jako niestandardowa przekładnia mechaniczna. Konceptję systemu „Twist Drive” stanowi połączenie silnika i ogniwa dwoma cięgnami (rys. 2.8c). Ruch obrotowy silnika skutkowało skręcaniem się cięgien, a tym samym skróceniem ich całkowitej długości. Autorzy wykazali, że mimo nieliniowej charakterystyki układu redukcyjno-transmisyjnego możliwa była stabilna praca z użyciem prostego kontrolera P/PI przy generowanych siłach rzędu 10 N na każdym z palców.

Tabela 2.1. Rodzaje siłowników bazujących na silnikach elektrycznych [31]

Rodzaj siłownika	Model	Zasilanie (V/A)	Siła/moment (Stall)	Gęstość energii [W/kg]	Prędkość	Waga [g]
Silnik szczotkowy	Maxon motor DCX10	12/0,01-0,16	0,905 (1,37) mNm	159	4530 rpm	6.3
Silnik bezszczotkowy	Maxon motor EC20	25/0,03-0.84	7,74 (19,9) mNm	227	5220 rpm	22
Silnik soniczny	Shinsei USR30-B4	110/	50 (100) mNm	132	250 rpm	19
Serwomechanizm	Hitec HS-475B	6/0,18-1,1	(539) mNm	-	55 rpm	40
Silnik krokowy	Escap P110-064-2.5	24/0,65-0,9	3-5,5 (7) mNm	157	<10,000 rpm	23
Siłownik liniowy	Actuonix PQ12-P	12/0,2	8 (15) N	-	15 mm/s	15

Rozwiązaniem zbliżonym do powyższych są serwomechanizmy, które nie tylko łączą silnik prądu stałego z wbudowaną przekładnią, lecz dodatkowy potencjometr na wale wyjściowym daje możliwość bezpośredniej regulacji kątowej. Mimo dużych gabarytów serwa, powyżej 40 cm³, pozwalają osiągać wystarczające prędkości i momenty obrotowe [21, 37, 81, 136, 137], gdzie za przykład może służyć robotyczna dłoń opisana w pracy [65] osiągająca średnią prędkość 270 °/s i wyjściowy moment 7 Nm. Zbliżone osiągi wykazują siłowniki liniowe (rys. 2.8b), w których w odróżnieniu od serwomechanizmów ruch obrotowy silnika DC (ang. *Direct Current*) jest zamieniany poprzez wbudowaną przekładnię na ruch liniowy [110, 74, 109]. W konstrukcjach [84, 134] paliczek obracany był z prędkością odpowiednio 1396 i 450–800 °/s, a generowane siły osiągały wartości 30 N (chwyt) i 15 N (paliczek). Kolejnym rodzajem siłownika jest silnik krokowy. Mimo zapewnionej konstrukcyjnie kontroli położenia, stosowna moc wiąże się z większymi gabarytami. Tym samym odpowiednio małych rozmiarów jednostki podobnie jak inne rodzaje napędów silnikowych wymagają systemu przekładni zwiększających ich moment obrotowy. W [138] nie opisano parametrów samego systemu napędowego, lecz zastosowane w dłoni silniki Escap 5V pozwoliły na wygenerowanie siły 10 N na opuszkach, co nie odstaje pod względem wyników od innych rozwiązań [21, 110, 82, 94].



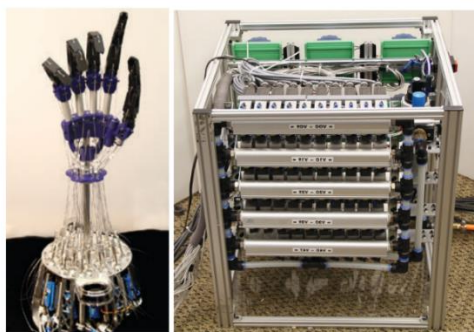
Rys. 2.8. Rodzaje konstrukcji wykorzystujących silniki elektryczne w roli napędu: a) silniki BLDC umieszczone bezpośrednio przy przegubach [134], b) konstrukcja poruszana siłownikami liniowymi [84], c) system Twist-Drive [135]

Alternatywnie do zjawiska elektromagnetyzmu, do wygenerowania ruchu można zastosować odwrotny efekt piezoelektryczny. W silnikach piezoelektrycznych, przyłożone pole elektryczne powoduje zmianę kształtu materiału, który dzięki specyficznej geometrii popycha wirnik i powoduje jego obrót. Zjawisko to jest w stanie zapewnić stosunkowo wysoki moment obrotowy, lecz z uwagi na złożoność technologiczną i wysokie koszty produkcji rozwiązanie to nie zostało dotychczas zainstalowane w robotycznych dłoniach [125, 126, 129, 132]. Niemniej jednak, materiały piezoelektryczne spotkać można również w silnikach ultradźwiękowych, które różnią się od powyższych jedynie sposobem transmisji. Rozwiązanie to zakłada generowanie fali propagacji na nieruchomym pierścieniu, który poprzez kontakt mechaniczny z wirnikiem powoduje jego obrót [132]. Rozwiązanie to charakteryzuje wysoka odporność magnetyczna, moment obrotowy oraz czas. Należy zaznaczyć jednak niekorzystny wpływ tarcia mechanicznego, będącego podstawą działania mechanizmu, które drastycznie skraca jego żywotność. Autorom [103] udało się osiągnąć prędkości stawów MCP 486 °/s i pozostałych 900 °/s, lecz w testach siłowych odnotowano wyłącznie 2 N siły nacisku palca.

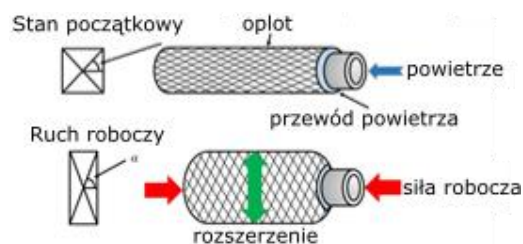
Kolejną grupę siłowników stanowią urządzenia wykorzystujące sprężone medium robocze w formie ciekłej lub gazowej. Z uwagi na współczynnik ściśliwości jednostki te charakteryzuje występowanie histerezy, co przekłada się bezpośrednio na dynamikę oraz precyzję sterowania. Niemniej jednak niesie to za sobą korzyści w postaci naturalnej amortyzacji przed zewnętrznymi siłami uderzeniowymi. Klasycznym reprezentantem tej grupy jest siłownik liniowy spotykany w konfiguracji jedno lub dwukierunkowej oraz sztywnej konstrukcji. Ze względu na fakt, że generowana siła maleje wraz z kwadratem promienia tłoka, potencjalna miniaturyzacja wiąże się z proporcjonalnym wzrostem ciśnienia zasilającego [132]. Ponadto, niezbędna aparatura zasilająco-sterująca (rys. 2.9a), tj. zawory, reduktory ciśnienia oraz zbiornik gazu, gabarytowo ograniczają aplikowalność tych jednostek do urządzeń stacjonarnych [80, 89, 95]. Wbrew przytoczonym argumentom, siłowniki te osiągają parametry pracy przekraczające ludzkie mięśnie, i tak w ręce Utah/MIT przyczyniły się do osiągnięcia siły chwytu o wartości 31 N oraz częstotliwości 10 Hz (ruch otwórz-zamknij). Tematykę precyzji siłowników pneumatycznych podjęto w [107], gdzie zaproponowano dwuetapowy system napędowy. Składał się on z dwóch cylindrów, gdzie pierwszy z nich przeznaczono do dużych i szybkich przemieszczeń (468 °/s palca). Zbliżając się do obiektu aktywowany jest drugi (z opóźnieniem 250 ms) w celu wykonania niewielkich ruchów z maksymalną siłą na opuszkach 29,1 N. Optymalizacja układu sterującego, podyktowana wykorzystaniem nadtlenu wodoru, przyczyniła się do redukcji całkowitej objętości gazu niezbędnej do obsługi siłowników o 23,5% w odniesieniu do konwencjonalnych rozwiązań. Niemniej jednak, gabaryty konstrukcji umożliwiły zastosowanie wyłącznie 4 jednostek napędowych w dłoni o pięciu palcach i 11 DoM.



a)



b)



c)



d)



Rys. 2.9. Rodzaje pneumatycznych siłowników: a) siłowniki liniowe i aparatura sterująca [139], b) zasada działania mięśnia *McKibben'a* [140], c) mięsień skonstruowany przez Autora w ramach pracy dyplomowej, d) dłoń ShadowHand bazująca na mięśniach *McKibben'a* [128]

Pierwszym biomimicznym rozwiązaniem, jednocześnie wykorzystującym pneumatykę, są mięśnie *McKibben'a*. Nazwa ta odzwierciedla ich elastyczną, lekką konstrukcję oraz zasadę działania przypominającą mięśnie szkieletowe. Jeden z końców jest szczelnie zatkany, podczas gdy drugi służy za wlot powietrza (rys. 2.9b i rys. 2.9c). Wzrost ciśnienia wewnątrz przewodu skutkuje jego rozszerzeniem, co przekłada się na zmniejszenie długości mięśnia [141]. Elastyczność, niska waga, częstotliwość pracy do 150 Hz i duży zakres generowanych sił (tabela 2.2), były powodem zainteresowania na potrzeby robotyki [102, 142]. Pomimo nieliniowości charakterystyki i małej precyzji siłowników pneumatycznych, pierwsza wersja ręki ShadowHand [128] wykorzystywała mięśnie pneumatyczne (rys. 2.9d), a dzięki ograniczeniu częstotliwości pracy do 0,5 Hz osiągnięto dokładność sterowania kątem przegubu na poziomie 0,6°.

Tabela 2.2. Porównanie parametrów siłowników pneumatycznych

Siłownik	Długość [mm]	Zakres ruchu	Siła [N]	Prędkość [Hz]	Żywotność [cykle]	Waga [g]
Mięsień <i>McKibben'a</i> (Festo Ø5)	30-1000	20%	140	<150	10 ⁷	77
Siłownik liniowy (Airpel cylinder M9)	68 + ruch	12,5-300 mm	47	-	>10 ⁷	36-144

Analizując siłowniki pneumatyczne wyróżnić można jeszcze jeden rodzaj, który pełni zarówno funkcję napędową jak i konstrukcyjną. Elastyczne odlewy w formie poszczególnych części dłoni, dzięki wewnętrznym podziałom na komory gwarantują ich ruchomość w określonym kierunku [99]. W pracy [100] w każdym stawie MCP autorzy przewidzieli zespół trzech siłowników elastomerowych, które przy odpowiedniej kolejności aktywacji umożliwiały wykonywanie ruchów w dowolnym kierunku. Testy zręcznościowe wykazały, że do pełnego zgięcia tego stawu potrzebny był 1 bar. Wymienić można szereg innych konstrukcji, gdzie napędy wzorowane były na mięśniach pneumatycznych lub instalowano rozciągliwe elementy bezpośrednio w przegubach. Pomimo osiągniętych sił na poziomie 35 N i 25 Nm [63, 83, 106, 115, 122], nie poruszono kwestii żywotności tych siłowników, co z uwagi na ich ciągły kontakt mechaniczny wydaje się być główną słabością.

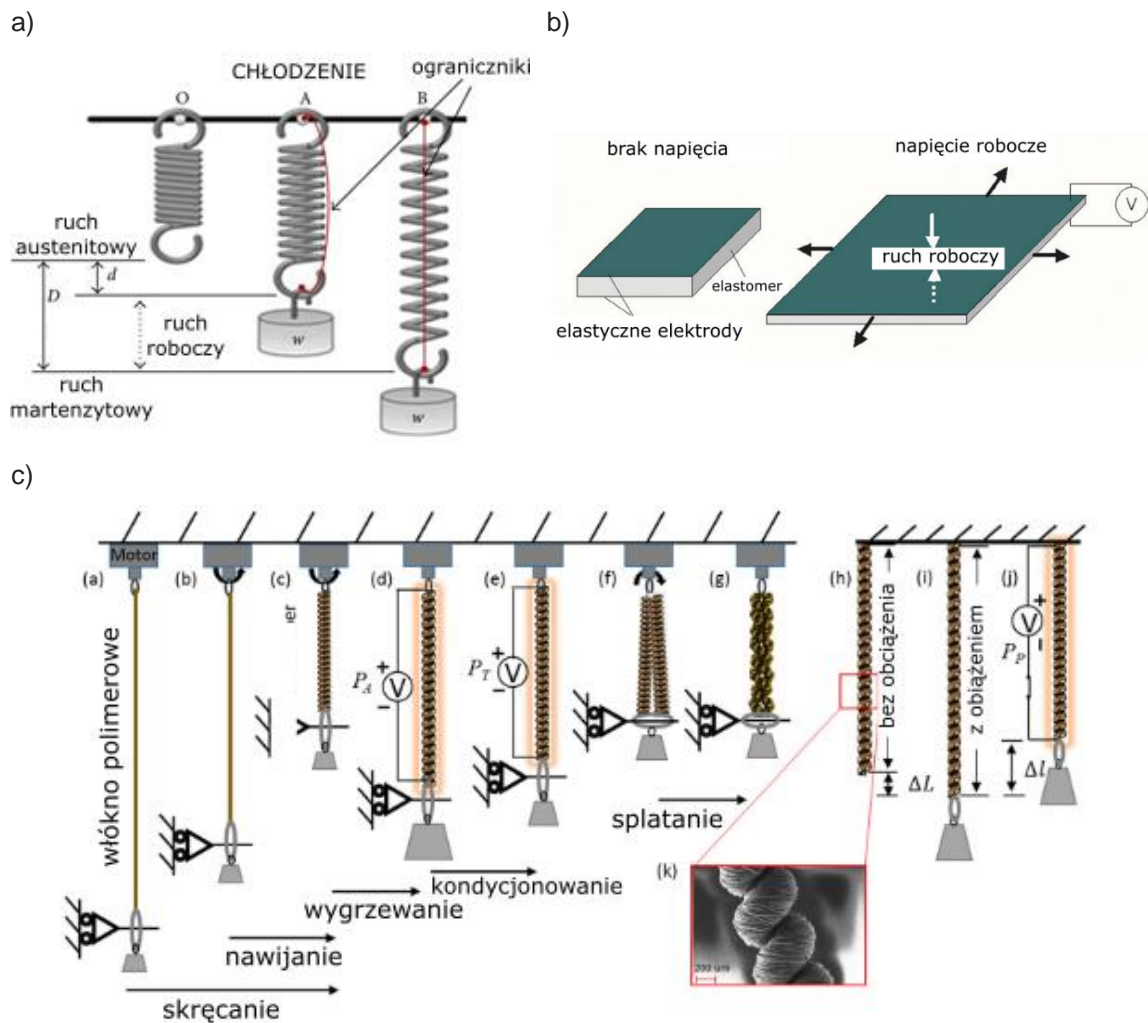
Ostatnią grupę stanowi grupa siłowników, których rozwój ma na celu budowę jednostek silnie biomimicznych, tj. lekkich, elastycznych, o dużej efektywności i gęstości mocy. Potocznie zwane sztucznymi mięśniami bazują na materiałach inteligentnych lub innowacyjnym wykorzystaniu podstawowych zjawisk fizycznych w dedykowanej architekturze mechanicznej.

Rozwiązaniem powszechnym, w innych dziedzinach inżynierii, uwzględniającym wyjątkowe właściwości materiałowe, są stopy z pamięcią kształtu SMA [97,143]. Zasada działania opiera się na przemianie fazowej pomiędzy martenzytem, a austenitem, co w praktyce przekłada się na powrót odkształconego materiału do pierwotnej formy pod wpływem wzrastającej temperatury [34, 144, 145]. Niewielka waga i cicha praca, doceniana w protetyce [120], to jedyne zalety SMA w zaawansowanych urządzeniach robotycznych. Liczne prace dokumentują ich ograniczenia pod względem sterowania, których głównym czynnikiem jest duża histereza charakterystyki fazowo-temperaturowej [38, 93, 146]. Problem ten rozwiązywano wykorzystując różne metody, w tym regulator PID [73], segmentację C z modułami *Peltier'a* [38, 93], algorytmy rozmyte [147] oraz sieć neuronową [73, 148]. Wykazano, że zaawansowane techniki sterowania nie są w stanie zapobiec długiej odpowiedzi czasowej, 0,1–1 Hz, która wynika z dużej pojemności cieplnej [73, 147, 149]. Niewielkie odkształcenia rzędu 2–3% wymuszają na konstruktorach wykorzystywanie znacznie dłuższych odcinków drutów, które formuje się w sprężyny (rys. 2.10a) w celu ograniczenia wymaganej przestrzeni [121, 149, 150]. Dla lepszego porównania, te i inne siłowniki z grupy sztucznych mięśni zestawiono z ludzkimi mięśniami w tabeli 2.3.

Tabela 2.3. Porównanie parametrów siłowników z kategorii sztucznych mięśni z ludzkim mięśniem

Siłownik	Naprężenia [MPa]	Odształcenia [%]	Gęstość energii [W/kg]	Wydajność [%]	Żywotność [cykle]	Sposób aktywacji	Prędkość [Hz]
Mięsień ludzki [144, 145, 151, 152, 153, 154]	0,1	20-40	>100	30	109	ATP (70-140 mM/min)	4-20
SMA [34, 144, 145, 155, 156]	100-400	2-3	1000	<10	105	temperatura (30-130°C)	<3
DEA (VHB) [33, 144, 145, 157, 158]	<7	<380	400	60-90	106	pole elektryczne (100-412 MV/m)	10
TCP [31, 145, 159, 160]	19	<49	27,1	<1,32	1,2 x 10 ⁶	temperatura (50-250°C)	<7.5

Kolejne rozwiązanie wykorzystujące energię cieplną do inicjacji ruchu roboczego to skręcane polimery TCP (ang. *Twisted and Coiled Polymers*). Promowane jako siłowniki z żyłki wędkarskiej, ze względu na wykorzystanie nylonu, jednostki te są wytwarzane przez skręcanie włókien pod określonym obciążeniem i w kolejnym kroku wzajemnie zwijane (rys. 2.10c). Tak powstały kompozyt jest następnie wyżarzany i kondycjonowany w celu uzyskania pożądanego kształtu [111, 160]. Aktywacja mięśnia jest możliwa zarówno energią elektryczną, jak i cieplną [105]. W pracy [32, 161] mięśnie TCP zamknięto w silikonowych przewodach, którymi doprowadzano wodę zimną (21°C) lub gorącą (60–99°C). Uzyskana częstotliwość pracy na poziomie 0,5 Hz wynikała z inercji układu hydraulicznego, w którym przepływ od źródła do siłownika zajmował 1,5 s. W pracy [111] zjawisko to zostało częściowo wyeliminowane przez wydłużenie mięśni i przeciągnięcie ich przez system bloczków. Autorzy zbadali również wpływ ilości żył w pojedynczym mięśniu, na podstawie którego wykazano, że większa liczba żył skutkuje zwiększeniem całkowitej siły mięśnia, podczas gdy mniejsza ilość przyspiesza jego pracę (dla 2 żył odnotowano czas skurczu 1–1,15 s).

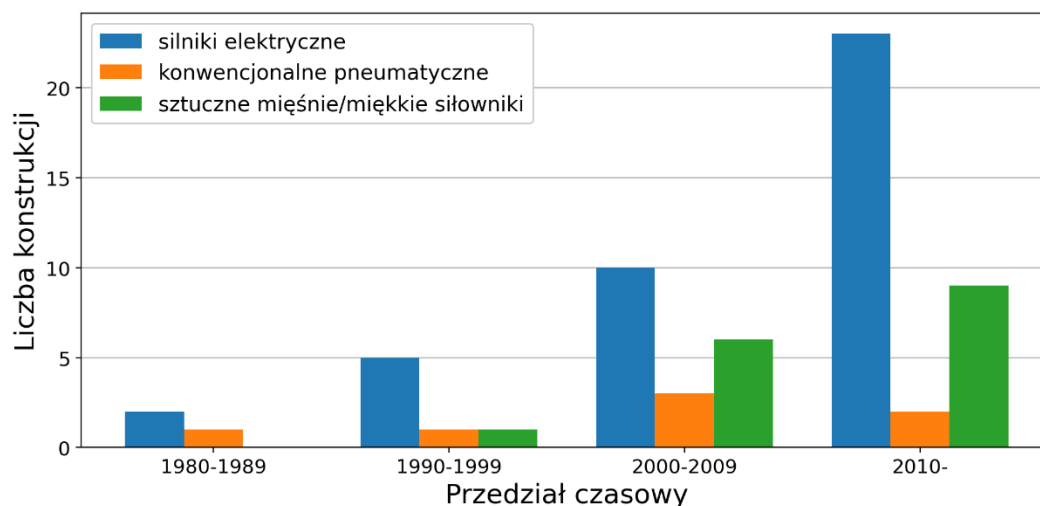


Rys. 2.10. Siłowniki z grupy sztucznych mięśni: a) stopy z pamięcią kształtu SMA [162], b) zasada działania elastomerów dielektrycznych [144], c) siłowniki polimerowe TCP [111]

Ostatnim typem sztucznych mięśni są konstrukcje wykorzystujące siły elektrostatyczne. Należą do nich elastomery dielektryczne, które dzięki wysokiej elastyczności oraz elektrodom umieszczonym po obu stronach są w stanie kurczyć się po przyłożeniu napięcia elektrycznego (rys. 2.10b). Wykorzystywane zjawisko fizyczne pozwala na pracę z częstotliwością nawet 20 Hz, lecz z uwagi na ograniczenia pod względem redukcji grubości pojedynczej warstwy niezbędne jest używanie napięć rzędu kilku kV [144, 157, 158]. Niemniej jednak z uwagi na fakt, że pojedyncze ogniwo nie przekracza grubości pojedynczych milimetrów, siłowniki tego typu budowane są jako wielowarstwowe struktury zwiększające zakres ruchu do wymaganego. Taki siłownik w pracy [163] umieszczono bezpośrednio w palczkach i przy średnim zasilaniu 2 kV osiągnięto maksymalną siłę 3,3 N oraz 8% odkształcenia mięśnia. Innym rozwiązaniem są siłowniki zbudowane z dwóch warstw przewodzących prąd elektryczny rozdzielonych powłoką izolującą. Pod wpływem przyłożonego napięcia elektrody przyciągają się, co wykorzystywane jest jako ruch roboczy. W zależności od konfiguracji geometrycznej osiągają one szeroki zakres ruchu roboczego (do kilku cm) i generowanych sił (10 N), przy czym parametry te są silnie związane z użytym napięciem i podobnie jak w elastomerach dielektrycznych, może ono

osiągać nawet 15 kV [40, 42]. Pomimo zakresu napięć zasilających, największą zaletą omawianych siłowników elektrostatycznych jest wysoka wydajność, osiągająca nawet 90% dzięki ograniczonej przemianie energii w całym procesie. Ponadto, jednostki te odznaczają się wysoką elastycznością i niewielką wagą dzięki zastosowanym materiałom. Dodatkowo, prosta konstrukcja czyni je łatwymi i tanimi w produkcji.

Przyglądając się liczbie siłowników z poszczególnych grup, zastosowanych w konstrukcjach robotycznych na przestrzeni ostatnich 40 lat (rys. 2.11), dostrzega się bezsporną przewagę siłowników bazujących na silnikach elektrycznych względem innych rozwiązań. Silniki prądu stałego stały się nie tylko łatwo dostępne i tanie, ale także szeroka wiedza i doświadczenie w zakresie metod sterowania skłaniają konstruktorów za tym wyborem. Niemniej jednak, rosnące wymagania zaawansowanych konstrukcji robotycznych, szczególnie tych biomimicznych, powodują wzrost zainteresowania niekonwencjonalnymi typami siłowników oraz potęgują badania nad kolejnymi ich rodzajami, w tym nanorurkami czy polimerami/żelami elektroaktywnymi [144, 145, 164]. Rosnący trend wskazuje, że następna generacja robotycznych rąk gotowa jest na rezygnację ze zwykłych jednostek napędowych i zastąpienie ich bardziej zaawansowanymi, mogącymi wykazywać cechy ludzkich.



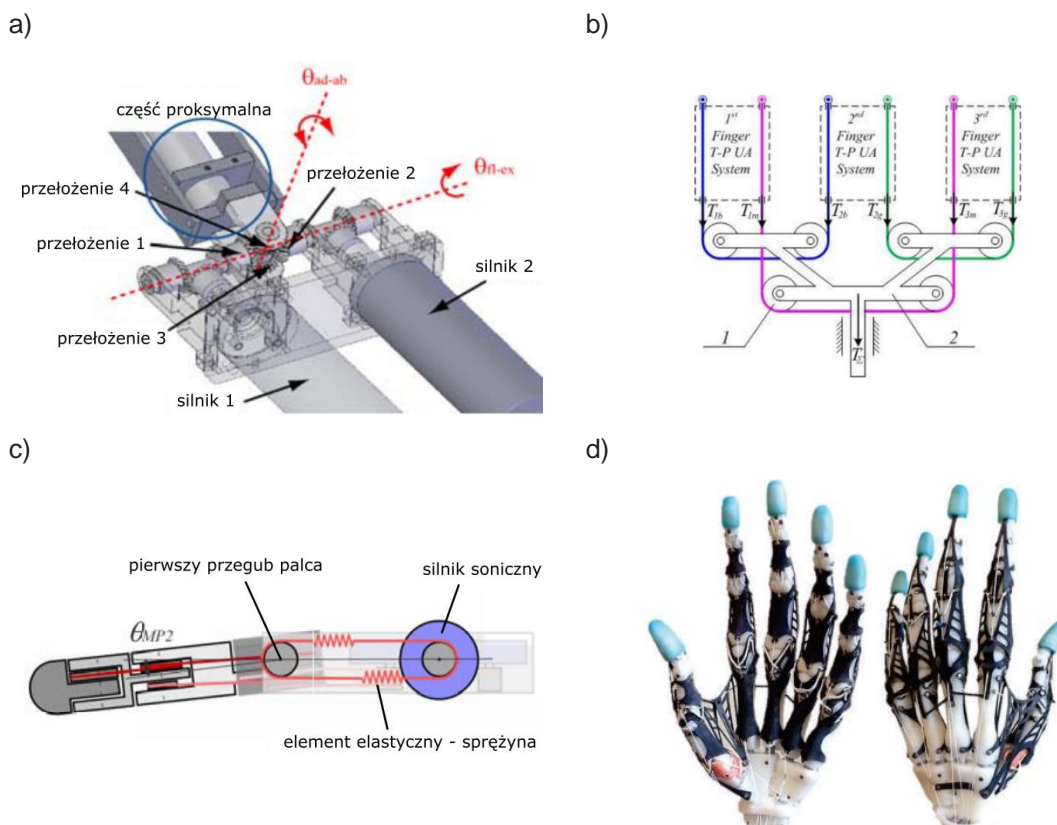
Rys. 2.11. Wykres liczebności zastosowań siłowników z poszczególnych grup w dłoniach robotycznych w czasie [31]

2.4. Rodzaje transmisji napędu

Na podstawie powyższej analizy poszczególnych rodzajów napędów można dostrzec, że nie chwilę obecną nie istnieje siłownik, który mógłby zostać zainstalowany bezpośrednio w przegubie i jednocześnie dostarczyć odpowiedni moment obrotowy. Z uwagi na to, jednostki o wystarczającej mocy instalowane są w oddalonym od przegubu miejscu. Tym samym powstaje konieczność transmisji ruchu roboczego z jego źródła do urządzenia wykonawczego (rys. 2.12) [165]. Co więcej, system ten służy również do wzajemnego sprzęgania przegubów w konstrukcjach, gdzie liczba siłowników jest znacznie mniejsza od stopni swobody (DoM) [71].

Sztywne połączenia mechaniczne siłownika z poruszonym członem stosowane są w szczególności, gdy jednostki napędowe mogą zostać umieszczone w bezpośrednim

sąsiedztwie podstawy palca (rys. 12a). Autorzy prac [84, 117, 133, 138] wykorzystali czworobok przegubowy do transmisji ruchu z serwomotorów i silników DC, co w efekcie umożliwiało precyzyjne i stabilne pozycjonowanie palców. W przypadku dłoni protetycznej Rehand zastosowano mechanizm korbowy, który przekładał ruch siłowników liniowych na obroty stawów MCP [110]. W pierwszej wersji robota Robonaut silniki BLDC (ang. *Brushless Direct Current Motor*) sprzęgnięto z układem mechanicznym dłoni przy użyciu elastycznego wału [17, 112]. Kolejnym przykładem sztywnych połączeń w układach transmisji napędu są różnego rodzaju koła zębate. W pracy [82] wdrożony został złożony system wałów i kół zębatach stożkowych, gdzie staw MCP (2 DoF) poruszany był za pośrednictwem 8 elementów ruchomych. Silnik umieszczony w części proksymalnej łączył sześć kół zębatach i trzy wały dla jednoczesnego obrotu przegubu PIP i DIP. Rozwiązanie to niesie konieczność precyzyjnego złożenia i trwałych podzespołów, aby nie dochodziło do poślizgu lub zablokowania całego mechanizmu. Choć wszystkie powyższe konstrukcje odznaczają się dwukierunkowym działaniem, lecz przestrzeń wymagana do ich instalacji nierzadko jest powodem ograniczenia liczby siłowników. Co istotniejsze, żadna z nich nie gwarantuje zabezpieczenia przed dynamicznymi obciążeniami (uderzeniami), które mogą prowadzić do trwałego uszkodzenia zarówno układu transmisji napędu, jak i samego siłownika.



Rys. 2.12. Rodzaje transmisji ruchu w chwytakach antropomorficznych: a) sztywne połączenia mechaniczne [82], b) system blokowy sprzęgający przeguby [103], c) sprężysty element między poruszającym członem a napędem [85], d) biomimetyczna sieć ścięgien [166]

Biomimetyczna metoda transmisji odnosi się do włóknistej tkanki łącznej – ścięgna. Zastosowanie znajduje w większości typów siłowników. Napędy z grupy sztucznych mięśni

łączone są nimi bezpośrednio z poruszającym członem, przy czym z uwagi na jednostronny kierunek działania cięgien wzrasta ich liczba. Niesie to za sobą konieczność zapewnienia stosownych prowadzeń zabezpieczających poszczególne linki przed wzajemnym kontaktem (prowadzącym do uszkodzeń) oraz optymalizujących potencjalne naprężenia [38, 93, 146, 149]. Istotne jest także wykorzystanie materiałów o odpowiedniej wytrzymałości, np. w ShadowHand poprowadzenie 40 cięgien z mięśni pneumatycznych przedramienia wymagało metalowej konstrukcji nadgarstka, która wytrzymałaby przenoszone siły [128].

Ściągna znajdują również zastosowanie w urządzeniach z konwencjonalnymi siłownikami. Dwukierunkowe jednostki, np. serwomechanizmy, łączone są bezpośrednio z mechanizmem dłoni [71, 136]. Tam gdzie wykorzystywano siłowniki jednostronnego działania prostowanie danego członu dłoni odbywało się przy użyciu sprężyn również bezpośrednio połączonych cięgnami z konstrukcją [64]. W tego typu mechanizmach spotykane są także układy kół pasowych (rys. 2.12b), których celem jest nie tylko sprzęganie poszczególnych stopni swobody (DoM), lecz także właściwe ustawienie pozycji cięgna [85, 103]. Ponadto, autorzy Robonaut Hand 2 rozszerzyli badania całej konstrukcji o wpływ czynników układu transmisji ruchu na ogólną funkcjonalność dłoni. Na podstawie analizy grubości linki, stosowanego smaru i materiału ślizgowego prowadnic dobrano poszczególne materiały, co zwiększyło żywotność połączenia pięciokrotnie (względem początkowej konfiguracji) do ponad miliona cykli. W kontekście podatności siłowników na uszkodzenia pod wpływem skokowych obciążeń, częstym rozwiązaniem jest dołączenie elementu elastycznego w układzie transmisji ruchu (rys. 2.12c), w postaci elastycznego cięgna lub szeregowo włączonej sprężyny, które są w stanie zgromadzić energię uderzenia [85]. Konstruktorzy DLR Hand przeprowadzili testy, w których taki mechanizm był w stanie zabezpieczyć układ napędowy przed uderzeniem pręta z prędkością 3,8 m/s [113].

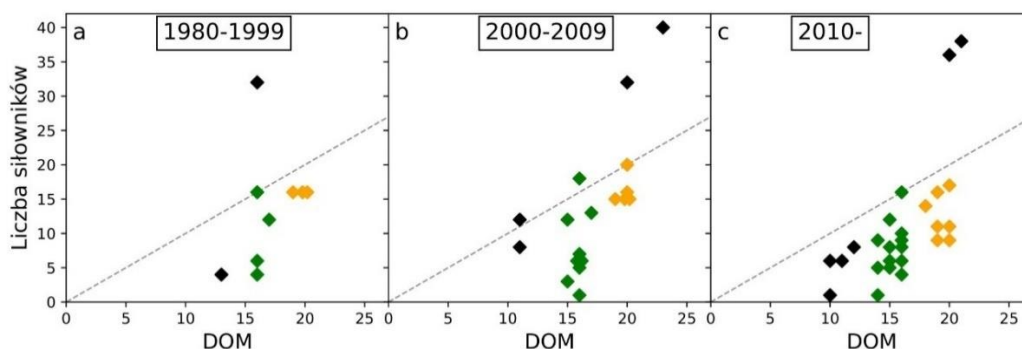
Antropomorficzne użycie ścięgien zakłada implementację złożonego systemu ścięgien prostowników, zwanego również siecią ścięgien. Układ ten pozwala na niezależne od pozostałych palców kontrolowanie stawu MCP i wykonywanie ruchów zgięcia/wyprostu, odwodzenia/przywodzenia, a nawet rotacji. System ten jest trudny do odtworzenia nie tylko przez złożoną architekturę, lecz także przez nieregularną sztywność tkanki łącznej. Dotychczas tylko kilka zespołów badawczych próbowało odwzorować ten mechanizm, w tym *Wilkinson* i *Weghe*, którzy użyli nylonowych/kevlarowych przewodów gumowych oraz zespół *Xu* i *Todorov*, których najbardziej zaawansowana sieć ścięgien (rys. 2.12d) wycięta została laserowo z elastycznej membrany [88, 166, 167].

2.5. Liczba siłowników

Liczba siłowników w zrobotyzowanej dłoni zależy od wielu czynników, zaczynając od gabarytów wykorzystanych jednostek, poprzez ogólne wymiary konstrukcji a kończąc na liczbie dostępnych sygnałów sterujących w protezach bionicznych [168]. Niemniej jednak liczba wymagana do pełnego wysterowania dłoni powiązana jest wyłącznie z modelem kinematycznym. Wykazano, że dowolny łańcuch kinematyczny o n stopniach swobody (DoM) może być całkowicie kontrolowany przez minimalną liczbę $n + 1$ niezależnych cięgien, przy

czym zaleca się stosowanie większej od minimalnej liczby cięgien z uwagi na zaobserwowane problemy z niestabilnością konstrukcji [16]. Konstrukcje, w których ilość siłowników jest mniejsza od łącznej liczby DoM postrzega się za niestabilne, ponieważ część przegubów jest w pełni zależna od innych (ang. *underactuated*). Prawo to rozszerzono o stwierdzenie, że liczba cięgien większa od $2n$ jest zbędna z uwagi na redundancję połączeń. Ponadto, w kontekście siłowników dwukierunkowych, dla których para cięgien stanowi zamkniętą pętlę, wystarczy n siłowników, żeby układ był stabilny [61, 169].

Chociaż literatura dowodzi, że pożądana jest jak największa liczba DoF [128], tak dostrzegalny jest nierosnący trend liczby jednostek napędowych zainstalowanych w robotycznych rękach cztero- i pięciopalcowych (rys. 2.13). Zgodnie z argumentami przytoczonymi na początku rozdziału, zależność ta wynika z wymagań stawianych konkretnym urządzeniom. Ponadto, liczba siłowników $n+1$ pozwala na osiągnięcie podstawowej funkcjonalności w większości zastosowań. Tym samym wyróżnić można dwie grupy o średniej liczbie 16 i 20 stopni swobody (DoM) i są oznaczone odpowiednio na zielono i pomarańczowo. Większość pierwszej grupy stanowią protezy, dlatego też średnia liczba siłowników, a jednocześnie stopni swobody (DoF), w nich zainstalowanych ogranicza się do pięciu, co potwierdzają również analizy w pracy [126]. Druga grupa z większą liczbą DoM to urządzenia o kinematyce zbliżone do ludzkiej dłoni, jednak zdecydowana większość posiada ograniczoną liczbę stopni swobody – średnio 10 DoF. Istnieje bardzo wąska grupa urządzeń, których liczba siłowników jest zbliżona do stopni swobody (DoM), takie jak SBC Hand z 32 siłownikami SMA, czy wielokrotnie przytaczany ShadowHand z 32 mięśniami pneumatycznymi [38, 128]. Pomimo nielicznych przykładów, to właśnie te urządzenia znane są w świecie robotyki jako wiodące rozwiązania zbliżające zrobotyzowane dłonie wyglądem, zręcznością i funkcjonalnością do ludzkich.



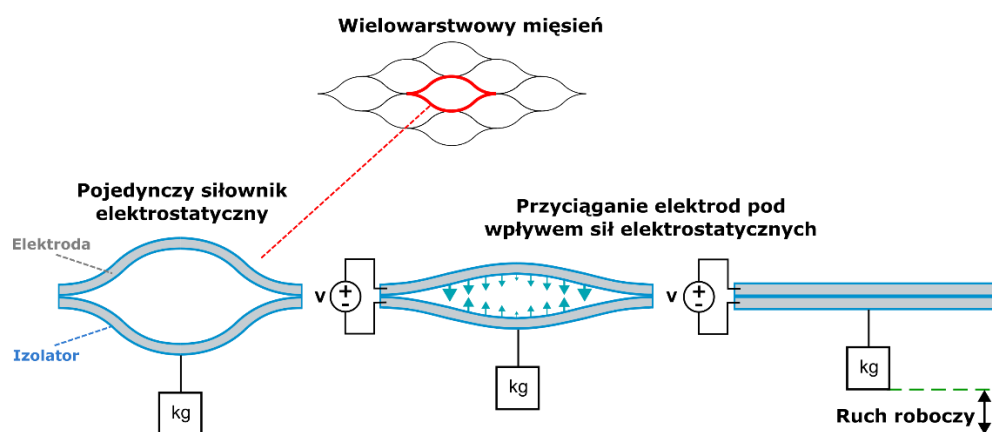
Rys. 2.13. Wykres zależności stopni ruchu DoM i liczby siłowników w dłoniach robotycznych w kolejnych latach [31]



3. ELASTYCZNE SIŁOWNIKI ELEKTROSTATYCZNE

Wzrost zainteresowania jednostkami napędowymi wykorzystującymi pole elektryczne, a także parametry pracy różnych prototypów, w tym wysoka efektywność i gęstość mocy, stanowiły motywację niniejszej rozprawy doktorskiej. Szczególne zainteresowanie wzbudzają elastyczne siłowniki elektrostatyczne, które z uwagi na wykorzystanie elastycznych materiałów oraz ich skalowalność czynią je potencjalnie wiodącym rozwiązaniem w dziedzinie biomimicznych siłowników.

Pojedynczy mięsień (rys. 3.1) zbudowany jest z dwóch cienkich powłok: elektroprzewodzącej (folie metaliczne lub napyłane metaliczne warstwy) i izolującej (folie polimerowe). Pod wpływem przyłożonego napięcia elektrycznego dwie powłoki połączone na przeciwległych brzegach przyciągają się na skutek działania sił elektrostatycznych. W zależności od konfiguracji geometrycznej zmieniać się będzie zakres ruchu jednostki, przy czym możliwe jest wykorzystanie 90% tego zakresu bez uszkodzeń mechanicznych. Należy jednak zaznaczyć, że wraz ze zmianą parametrów geometrycznych, materiałowych czy też środowiskowych zmieniać się będzie zakres napięć jakie siłowniki te będą wymagać do wygenerowania ruchu roboczego.

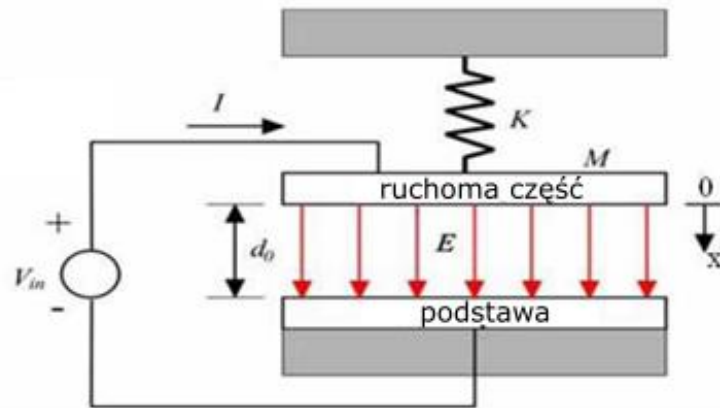


Rys. 3.1. Koncepcja elastycznego siłownika elektrostatycznego

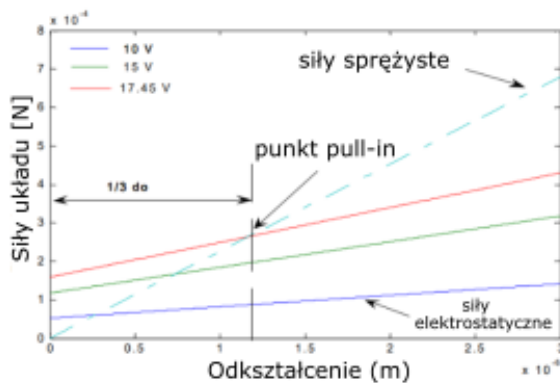
Przedstawione rozwiązanie zasadą działania przypomina powszechnie wykorzystywane w funkcji czujników urządzenia mikro-elektromechaniczne MEMS (ang. *Micro Electro-Mechanical Systems*) [170]. Szczególnie istotne w obu konstrukcjach jest występowanie zjawiska gwałtownego przyciągnięcia się elektrod po przekroczeniu pewnego napięcia/odkształcenia granicznego. Typowe urządzenie w technologii MEMS reprezentowane jest przez układ dwóch równoległych płaskich płyt kondensatora, z których jedna jest nieruchoma, a drugą ogranicza stała siła sprężysta (rys. 3.2a). Zwiększając napięcie stopniowo wzrastają siły elektrostatyczne i siłownik kurczy się. W trakcie tej pracy wyszczególnić można punkt, w którym siły elastyczne zrównają się z elektrostatycznymi (rys. 3.2b). Stanowi on granicę, po przekroczeniu której siły elektrostatyczne w układzie dominują i prowadzą do natychmiastowego podciągnięcia elektrody. Dla takiej konstrukcji wykazano, że dla dowolnego zakresu ruchu zjawisko to, określane jako pull-in (ang. podciągnięcie), zachodzi w 1/3

maksymalnej wartości (rys. 3.2b i rys. 3.2c) [171, 172]. W tym miejscu należy zaznaczyć, że wartość ta jest stała z uwagi na liniową charakterystykę elastyczności, co nie ma miejsca w przypadku rozpatrywanych mięśni elektrostatycznych. Ponadto, wstępne badania prezentują zmienność tego parametru, lecz nie zostało ono opisane [173]. W dalszej części pracy przyjęto nazewnictwo opisujące parametry zjawiska pull-in: napięcie pull-in i odkształcenie pull-in, oraz wszystkie wartości napięcia zasilającego opisują napięcie stałe DC.

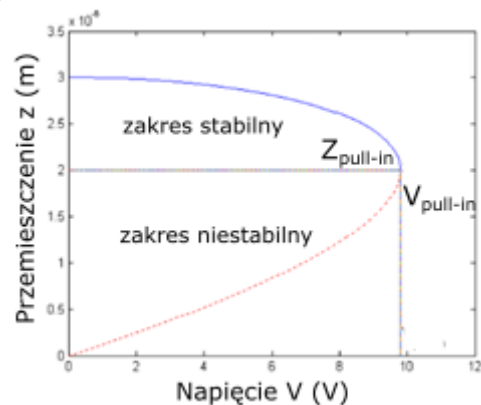
a)



b)



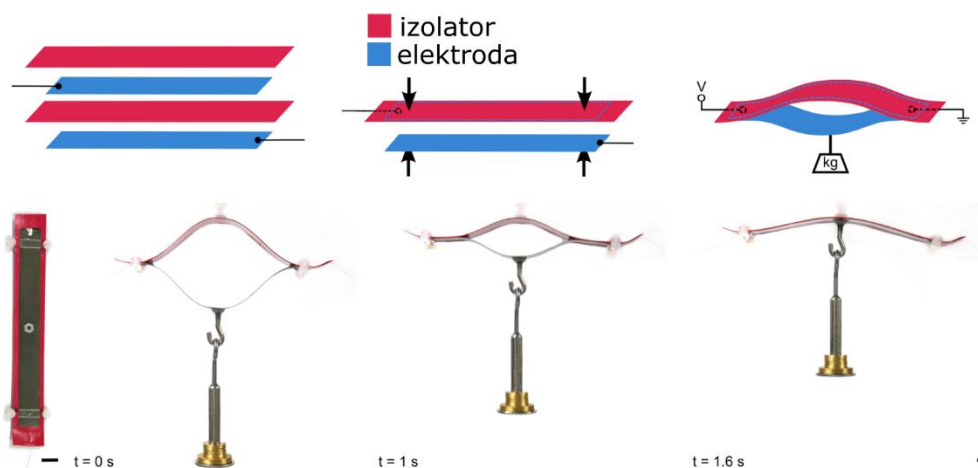
c)



Rys. 3.2. Mechanizmy i parametry urządzeń mikro-elektromechanicznych: a) uproszczony schemat działania pojedynczej jednostki [172], b) zjawisko pull-in opisane na charakterystykach mechaniczno-napięciowych układu MEMS [172], c) napięcie i odkształcenie pull-in na charakterystyce napięciowej [174]

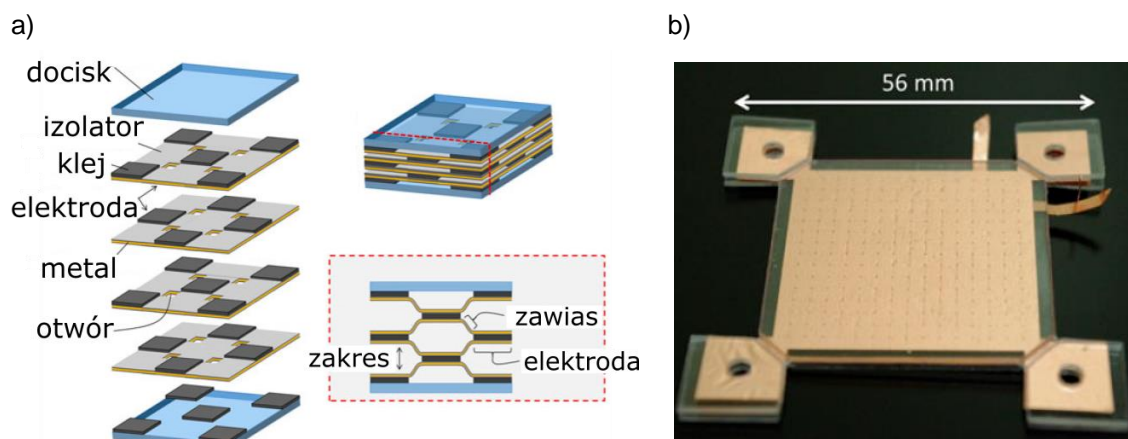
W ostatnich latach obserwowane są próby przeniesienia koncepcji mechanizmów w skali mikro do gabarytów współczesnych siłowników. Pracą wykorzystującą przytoczoną konstrukcję elastycznego siłownika jest praca [40], gdzie użyto dwóch prostokątnych elektrod o wymiarach 100 x 12,7 mm i grubości 50 μm (rys. 3.3). Jedna z nich pokryta została obustronnie izolatorem (folia PVC) o grubości 130 μm . Podstawowy rodzaj siłownika był w stanie podnieść ciężar 0,2 N w czasie 1,6 s przy napięciu $\sim 7,5$ kV. Autorzy wykazali, że odpowiedni dobór konfiguracji parametrów takich jak, szerokość i grubość, pozwala na uzyskanie modeli o różnych trybach pracy. Kolejne testy prezentowały dwa typy siłowników. Pierwszy z nich skupiał się na generowanych siłach, i tak dla długości 100 mm i grubości 1 mm był w stanie udźwignąć 12,91 N. Drugi typ przeznaczony był do dużych przemieszczeń i posiadał długość 200 mm i grubość 20 μm , co zapewniło mu sterowany zakres ruchu rzędu 99,84%. Pomimo, że autorzy

udowodnili, że zastosowanie pojedynczych kropli ciekłego dielektryka jest w stanie zmniejszyć wymagane napięcie zasilające o nawet 80%, to prezentowane wyniki wciąż wymagały użycia napięć na poziomie kilku kV. Prace te rozszerzono o metody symulacji mięśni, lecz proponowane rozwiązanie bazujące na modelu masa-sprężyna wymagało każdorazowo strojenia poszczególnych parametrów [175]. Na uwagę zasługuje także fakt przeprowadzonych testów sterowania mięśni elektrostatycznych. W pracy [173] wykorzystano regulator PI, który umożliwił stabilne sterowanie położeniem mięśnia z maksymalnym błędem 18%, lecz osiągnięta częstotliwość pracy 0,25 Hz odbiega od potencjalnych zastosowań w układach dynamicznych.



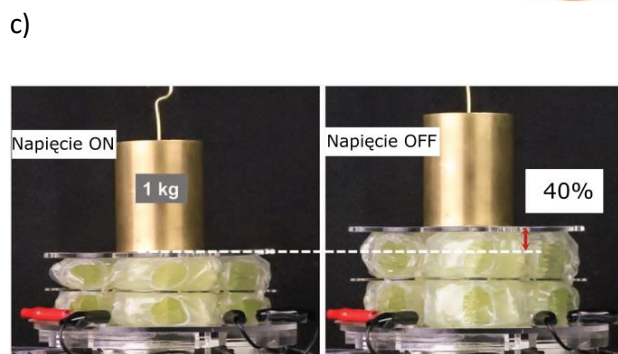
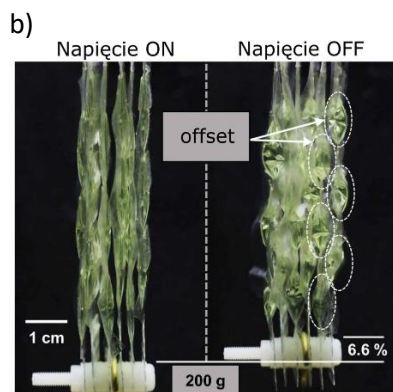
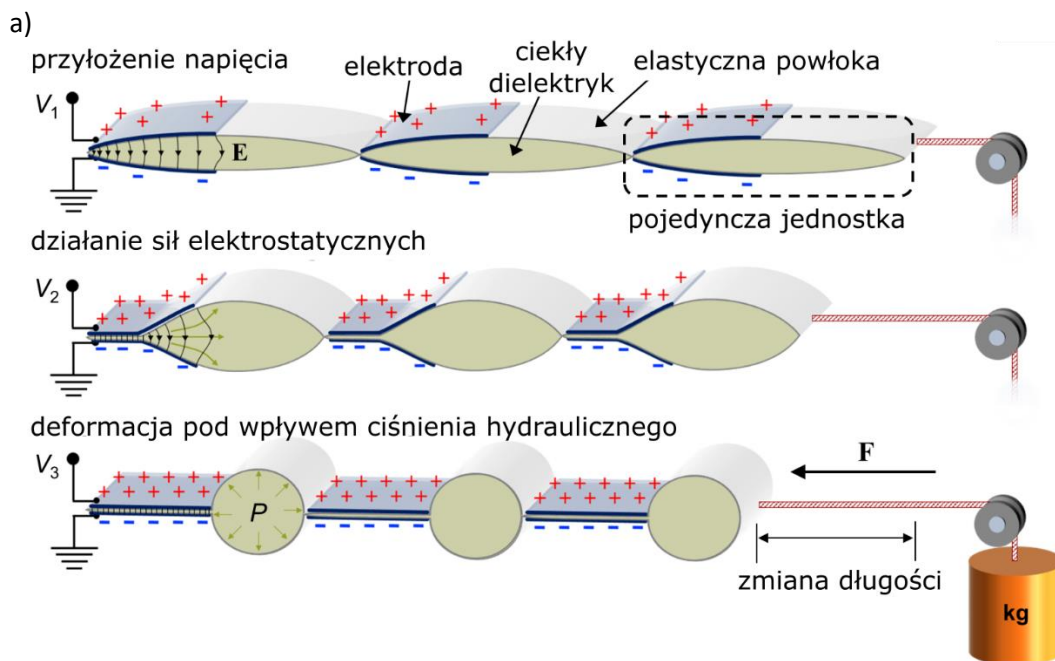
Rys. 3.3. Typowa budowa i mechanizm działania elastycznych siłowników elektrostatycznych [40]

Z kolei w pracy [41] autorom udało się przenieść to samo rozwiązanie do rozmiarów pojedynczych milimetrów. Ich kompleksowy mięsień składał się z siatki 16 x 16 elektrod o wymiarach każdej z nich 2 x 2 mm (rys. 3.4). Pojedyncza warstwa siłownika o grubości ~8 μm złożona jest z miedzianej folii o grubości 0,3 μm , obustronnie pokrytej folią PET (ang. *Polyethylene Terephthalate*) o łącznej grubości 3 μm . Ponadto, brzegi elektrod zostały dodatkowo nadtrawione w celu zapobiegnięcia wyładowań elektrycznych w powietrzu. Poszczególne warstwy łączono za pomocą chemicznego spoiwa o grubości 4,7 μm . Z uwagi na tą spoinę całkowity zakres ruchu między dwoma warstwami to 400 μm . Niemniej jednak siłownik o przedstawionej budowie i złożony z 5/50 warstw był w stanie udźwignąć ciężar 0,85 N. Najważniejsza z punktu widzenia technologii okazała się redukcja napięcia zasilającego do wartości poniżej 300 V, co stanowi dowód na możliwości konfiguracji siłowników pod względem parametrów pracy. Jednym z argumentów decydującym o tak małej skali siłowników elektrostatycznych, według autorów, był drastyczny wzrost napięcia przebicia elektrycznego gazu dla bardzo małych odległości między elektrodami opisywany przez prawo *Paschen'a*. Dane empiryczne wykazują jednak, że prawo to jest słuszne w pewnym zakresie i w zależności od wielu czynników trend ten może odbiegać od zakładanego [176].



Rys. 3.4. Koncepcja miniaturowych ogniw elektrostatycznych: a) schemat budowy wielowarstwowego siłownika [41], b) prototyp mięśnia [41]

W odróżnieniu od przytoczonych powyżej przykładów autorzy [42] łączą działanie sił elektrostatycznych z hydrostatycznymi. Siłowniki te skonstruowane są z rękawa foliowego wypełnionego ciekłym dielektrykiem (rys. 3.5a). Z zewnątrz pokryte są częściowo elektrodami, które pod wpływem przyłożonego napięcia przyciągają się wypychając płyn w przeciwnym kierunku. Odpowiedni dobór geometrii oraz ilości dielektryka pozwala na wzdlużne skurczenie całej konstrukcji, co wykorzystywane jest jako ruch roboczy. Podstawowa wersja o wymiarach 2 x 4 cm osiągnęła odkształcenia rzędu 6,6% dla ciężaru 2 N i napięcia 10 kV (rys. 3.5b). W kolejnych konfiguracjach wykazano zdolność do uniesienia 5 N przy skróceniu mięśnia o 4,5% jego całkowitej długości. Badanie te rozszerzone zostały o analizę maksymalnego zakresu ruchu, który wynika bezpośrednio z geometrii siłownika i objętości dielektryka [177]. Ponadto, sprawdzone zostało zastosowanie w robotach typu origami, a także wersjach umożliwiających wydłużanie konstrukcji pod wpływem przyłożonego napięcia (rys. 3.5c). W ostatnim z nich udało się podnieść ciężar 10 N przy 40% zwiększeniu nominalnej wysokości [42, 178]. Najistotniejsze pozostaje jednak wykorzystanie ciekłego dielektryka, który według autorów czyni te urządzenia samonaprawialnymi.



Rys. 3.5. Elektrostatyczne siłowniki HASEL: a) idea działania [42], b) szeregowe siłowniki w konfiguracji kurczącej [42], c) szeregowe siłowniki w konfiguracji rozszerzającej [178]

Podsumowując powyższe, należy stwierdzić, że obecne prace naukowe dostarczają podstawowej wiedzy na temat elastycznych siłowników elektrostatycznych. Przeprowadzone testy prototypów dostarczają przede wszystkim informacji na temat takich parametrów jak generowane siły czy osiągnięte odkształcenia, które zależą od jego wymiarów geometrycznych oraz zakresu napięć zasilających. Dostrzegalny jest natomiast brak szczegółowych analiz dotyczących zjawiska pull-in i jego poszczególnych składowych. Jest ono charakterystyczne dla mechanizmów wzorowanych na MEMS i może być decydującym argumentem przemawiającym za dalszym rozwijaniem omawianej technologii. Ponadto, nieliczne rozwiązania z zakresu symulacji mięśni elektrostatycznych pozostawiają możliwość opracowania narzędzia pozwalającego na przyspieszenie potencjalnych prac prototypowych skupionych na konkretnych zakresach parametrów.



4. SYMULACJE NUMERYCZNE ELASTYCZNYCH SIŁOWNIKÓW ELEKTROSTATYCZNYCH

Weryfikacja wszelkiego rodzaju urządzeń będących efektem prac prototypowych, wiąże się z wykorzystaniem określonych materiałów oraz technik ich obróbki. Biorąc pod uwagę innowacyjny charakter prac często związany jest on z wypracowaniem nowych metod, które wykazują pewną niepowtarzalność i rozrzut jakości otrzymywanych produktów końcowych. Zjawisko to może mieć szczególnie niekorzystny wpływ na wyniki badań eksperymentalnych i wnioski wypracowane z ich analizy. W konsekwencji, wysokie koszty produkcji oraz czas potrzebny na skonstruowanie i rzetelne przetestowanie danego urządzenia prowadzić będzie do opóźnień lub niewłaściwego kierunku poszukiwań nowych rozwiązań w danej dziedzinie.

Proces prototypowania elastycznych siłowników elektrostatycznych obarczony jest wielokryterialną przestrzenią rozwiązań z uwagi na takie parametry wejściowe jak długość, szerokość, grubość izolatora i elektrody. Analiza parametrów pracy i ich trendu dla poszczególnych konfiguracji jest praktycznie niemożliwa o czym świadczą dotychczasowe pozycje literatury poświęcone tym zagadnieniom. Prace [40, 42] poświęcone zostały modelom w dużej skali (powyżej 10 cm), zaś autorzy pracy [41] skupili się na wielowymiarowej strukturze złożonej z siłowników o stałym wymiarze elektrody 2 x 2 mm. Niemniej jednak, niedostępna wciąż jest możliwość przeprowadzenia kompleksowej symulacji tego rodzaju mięśni uwzględniającej zarówno ich nieliniową charakterystykę mechaniczną wraz z występowaniem sił elektrostatycznych. Tym samym optymalizacja siłowników wymaga fizycznej konstrukcji kolejnych prototypów.

Z uwagi na powyższe opracowano oryginalny program komputerowy pozwalający na przeprowadzenie przytoczonych symulacji. Wyniki badań niosą podwójną korzyść, zarówno w kontekście analizy parametrów pracy (m.in. odkształcenia pull-in) oraz selekcji materiałów i gabarytów siłowników w dalszych rozdziałach poświęconych budowie prototypów. Efekty pracy zostały opublikowane w czasopiśmie naukowym [179] i stanowią podstawę niniejszego rozdziału.

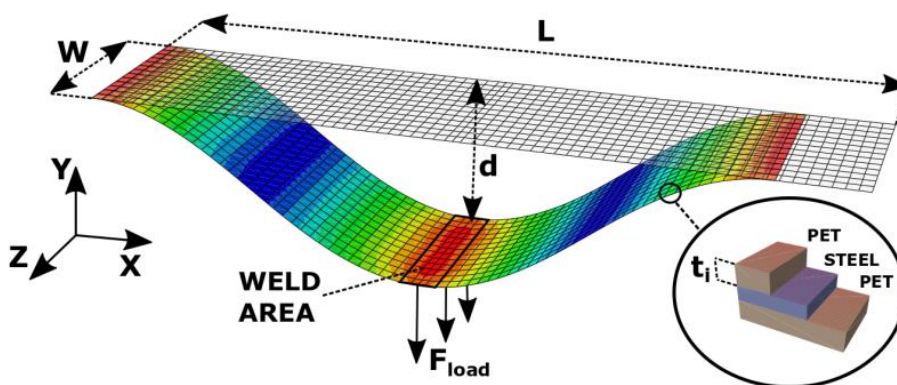
4.1. Wykorzystywane metody i założenia

Przeprowadzenie symulacji pracy mięśnia elektrostatycznego zrealizowano przy użyciu programu Abaqus 2020. Jest to pakiet oprogramowania wykorzystujący Metodę Elementów Skończonych MES. Technika numeryczna znajduje zastosowanie w modelowaniu zachowania się obiektów fizycznych w warunkach obciążeń, z uwzględnieniem wybranych form energii, m.in. cieplnej i elektrycznej. Rozwiązanie to umożliwia swobodną manipulację poszczególnymi parametrami, zarówno badanych jednostek (wymiarów geometrycznych) jak i typem użytych elementów oraz algorytmami obliczeniowymi. Tak kompleksowe podejście daje sposobność na jak najdokładniejsze odwzorowanie fizyki rzeczywistych urządzeń.

Na podstawie przeprowadzonego przeglądu literatury oraz dostępności poszczególnych materiałów konieczne było przyjęcie wstępnych (na potrzeby symulacji numerycznych) założeń. W pierwszej kolejności zdecydowano, że pojedynczy mięsień (rys. 3.1) poddany procesowi

symulacji jest zbudowany z dwóch, połączonych na brzegach, warstw. Każda warstwa składa się z elektrody obustronnie pokrytej izolatorem. W połowie długości wyszczególnić można usztywniony odcinek odpowiadający miejscu przyłożenia siły obciążającej i łączącej kilka ogniw między sobą w złożonym układzie. W zależności od technologii i typu badań jest to obszar klejony lub zgrzewany – w dalszej części pracy określany będzie jako tzw. zgrzew.

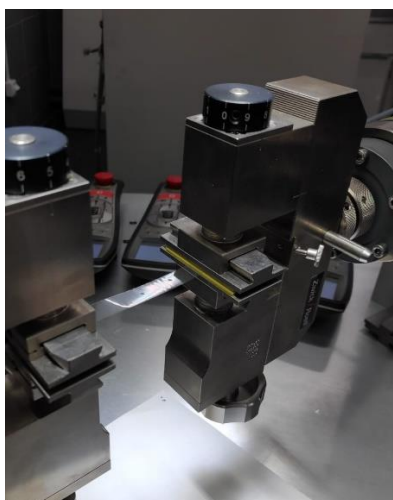
Z uwagi na symetryczność całego układu, jakim jest siłownik elektrostatyczny, w symulacji rozpatrywana będzie tylko jedna połowa siłownika, co pozwoli znacząco zredukować złożoność obliczeniową (rys. 4.1).



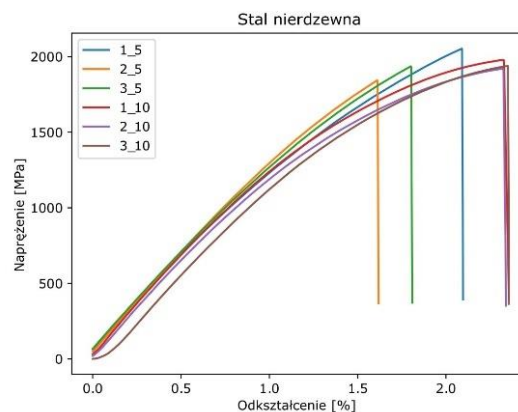
Rys. 4.1. Rozpatrywany model siłownika elektrostatycznego w symulacjach numerycznych [179]

Wybór materiałów podyktowany był rodzajem posiadanych folii. Tym samym, założono użycie folii stalowej o grubości $5\ \mu\text{m}$ w roli warstwy przewodzącej, oraz folii PET jako izolatora, m.in. ze względu na bardzo wysokie napięcie przebicia ($1,5\ \text{kV}$ dla $7\ \mu\text{m}$). W celu odwzorowania rzeczywistych parametrów fizycznych przeprowadzone zostały próby statycznego rozciągania dla posiadanych materiałów (rys. 4.2). Folia ERGOPET-46 wykazała granicę sprężystości dla naprężeń rzędu $\sim 100\ \text{MPa}$, zaś wytrzymałość folii ze stali nierdzewnej osiągnęła $1900\ \text{MPa}$. Otrzymane charakterystyki mechaniczne zaimplementowano bezpośrednio w symulacjach numerycznych jako dane materiałowe.

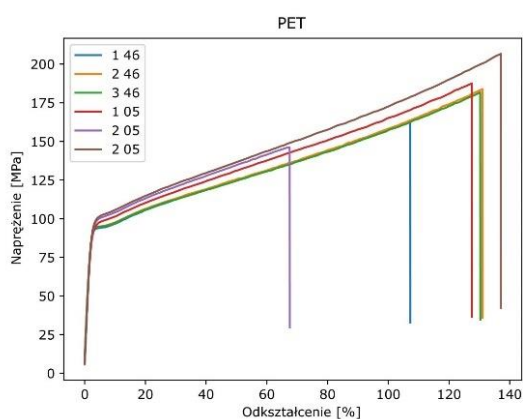
a)



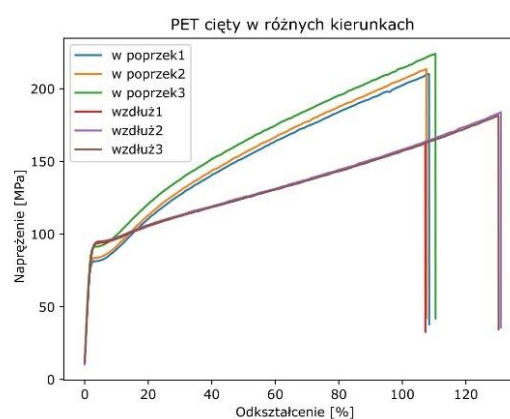
b)



c)

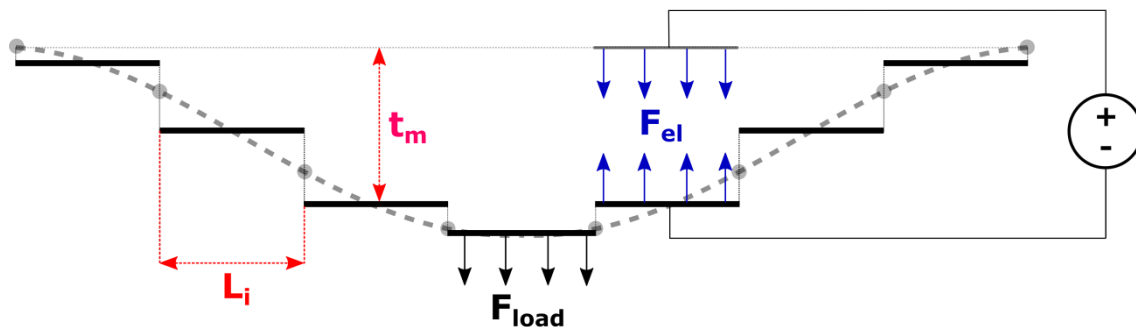


d)



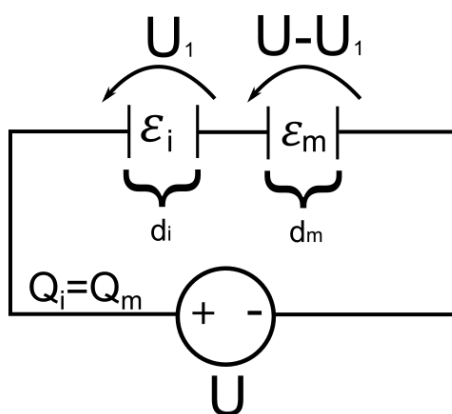
Rys. 4.2. Charakterystyki mechaniczne wykorzystywanych materiałów: a) stanowisko do prób statycznego rozciągania, b) charakterystyki folii stalowej, c) charakterystyki folii PET, d) charakterystyki folii PET ciętej wzdluż i w poprzek kierunku walcowania

Obserwując pracę elastycznego mięśnia elektrostatycznego można zauważyć, że pod wpływem obciążenia przyjmuje on nieliniowy kształt, co stanowi znaczący problem dla implementacji sił elektrostatycznych w zastosowanych metodach obliczeniowych. Dodatkowo, środowisko symulacyjne nie obsługuje sił elektrostatycznych dla wykorzystywanych rodzajów elementów – co zostało poruszone w dalszej części przedmiotowego rozdziału. Rozwiązaniem tego problemu jest wykorzystanie segmentacji na elementy skończone, co pozwala na sprowadzenie całego systemu do zagadnienia kondensatora płaskiego. Przyjmując powyższe założenie, pojedynczy siłownik można podzielić na skończony zbiór równoległych par prostokątnych okładek kondensatorów (rys. 4.3). Pojedyncza okładka posiada długość L , która odpowiada rozmiarowi pojedynczego elementu skończonego ES w rozpatrywanym modelu. Szerokość okładki W równa jest szerokości siłownika (rys. 4.1). Odległość między okładkami t obliczana jest jako dystans od początku układu współrzędnych (górną elektrodą) do średniej ważonej dwóch punktów tworzących dany ES. Należy zaznaczyć, że odległość ta uwzględnia grubość warstwy zastosowanego izolatora.



Rys. 4.3. Metodologia obliczania sił elektrostatycznych

W celu wyznaczenia sił elektrostatycznych działających między poszczególnymi parami płaskich elektrod posłużono się opisem dwóch kondensatorów połączonych szeregowo (rys. 4.4). Decyzja ta wynika z obecności dwóch dielektryków – folii PET o stałej grubości oraz szczeliny powietrznej (określanej dalej jako medium) zmiennej w trakcie pracy siłownika. Należy podkreślić, że we wszystkich opisanych poniżej symulacjach wykorzystywano wyżej wymienione medium.



Rys. 4.4. Schemat zastępczy siłownika elektrostatycznego rozpatrywanego w symulacjach numerycznych

Przy obliczaniu sił, które pojawią się na skutek działania pola elektrycznego, należy zauważyć, że energia w pierwszym z nich, w rzeczywistości spowoduje ściśnięcie materiału izolującego – folię PET. Przemieszczenia te, w kontekście sprężystości materiału i generowanych sił, są na tyle małe (poniżej $0,1 \mu\text{m}$), że przyjęto je za pomijalne. Tym samym, w dalszych obliczeniach skupiono się na siłach działających między okładkami drugiego z kondensatorów. Ogólna zależność opisująca tą wartość wyraża się wzorem:

$$F_{EL} = \frac{C \cdot U^2}{2 \cdot d}, \quad (4.1)$$

co uwzględniając rozpatrywaną pojemność medium będzie równoważne wyrażeniu:

$$F_{EL} = \frac{C_m \cdot (U - U_1)^2}{2 \cdot d_m}. \quad (4.2)$$



W celu wyznaczenia wartości napięcia na pojemności izolatora, posłużono się ogólnymi zależnościami kondensatorów w układzie szeregowym. Biorąc pod uwagę, że ładunek zgromadzony na obu z nich jest identyczny, tj.:

$$Q_m = Q_i, \quad (4.3)$$

a każdy z nich wynosi odpowiednio:

$$Q_i = U_1 \cdot C_i, \quad (4.4)$$

$$Q_m = (U - U_1) \cdot C_m, \quad (4.5)$$

gdzie U – to napięcie zasilające mięsień elektrostatyczny, otrzymamy zależność:

$$U_1 C_i = (U - U_1) \cdot C_m, \quad (4.6)$$

a tym samym, napięcie U_1 będzie równe:

$$U_1 = \frac{U \cdot C_m}{C_i + C_m}. \quad (4.7)$$

Uwzględniając wartości poszczególnych pojemności w powyższym wyrażeniu (4.7) otrzymamy:

$$C_i = \frac{\varepsilon_0 \cdot \varepsilon_i \cdot A}{d_i}, \quad (4.8)$$

$$C_m = \frac{\varepsilon_0 \cdot \varepsilon_m \cdot A}{d_m}, \quad (4.9)$$

gdzie ε_0 – to przenikalność próżni, ε_i – przenikalność izolatora, ε_m – przenikalność medium, A – powierzchnia okładek, d_i grubość izolatora, d_m grubość medium, otrzymamy:

$$U_1 = \frac{U \cdot \varepsilon_m \cdot d_i}{(\varepsilon_i \cdot d_m + \varepsilon_m \cdot d_i)^2}. \quad (4.10)$$

Podstawiając (4.7) i (4.9) do (4.2) oraz upraszczając [40] otrzymamy zależność opisującą siły generowane przez siłownik elektrostatyczny, w postaci:

$$F_{EL} = \frac{1}{2} \cdot \frac{\varepsilon_m \cdot \varepsilon_0 \cdot A \cdot U^2}{\left(\frac{\varepsilon_m}{\varepsilon_i} \cdot d_i + d_m\right)^2}. \quad (4.11)$$

Obliczone tą metodą oddziaływania elektrostatyczne pozwalają obejść ograniczenia programowe i w dostępny sposób zaimplementować je w postaci „pressure load” w programie Abaqus. Niemniej jednak, obliczane są tylko oddziaływania pionowe przez co prowadzone badania nie odwzorowują w pełni rozkładu pola elektrycznego wewnątrz siłownika. Biorąc pod uwagę krzywiznę mięśnia w trakcie pracy przyjęte uproszczenia uznano za akceptowalne i niemające znaczącego wpływu na ogólny charakter badań.

Na potrzeby niniejszego rozdziału określono zakres geometrii badanych siłowników elektrostatycznych. Wybór ten podyktowany był dwoma czynnikami. Pierwszym z nich jest potencjalne wykorzystanie w pracach prototypowych. Z tego względu kierowano się rozmiarami umożliwiającymi ich szybką i łatwą produkcję z użyciem powszechnie dostępnej technologii jak

obróbka laserem, druk 3D, klejenie i zgrzewanie. W konsekwencji, badano mięśnie o długościach 2,5 mm, 5 mm, 10 mm i 20 mm oraz szerokościach 0,5 mm, 1 mm, 2 mm i 4 mm. Przy doborze trzeciego wymiaru w analizie wpływu grubości izolatora kierowano się dostępnością folii PET, stąd wybrano grubości 1 μm , 3 μm , 7 μm , i 12 μm . Drugim czynnikiem decydującym o przedstawionych wymiarach był czas obliczeniowy. Wstępne badania wykazały, że pomimo tej samej gęstości siatki elementów skończonych, czas obliczeń wzrasta wraz z rozmiarem siłownika. Dla mięśnia o wymiarach 20 x 5 mm czas symulacji samego odkształcenia pod wpływem statycznej siły wyniósł powyżej 25 minut. Uwzględniając metodykę prowadzonych badań, opisaną w dalszej części rozdziału, uznano tą wartość za maksymalnie dopuszczalną.

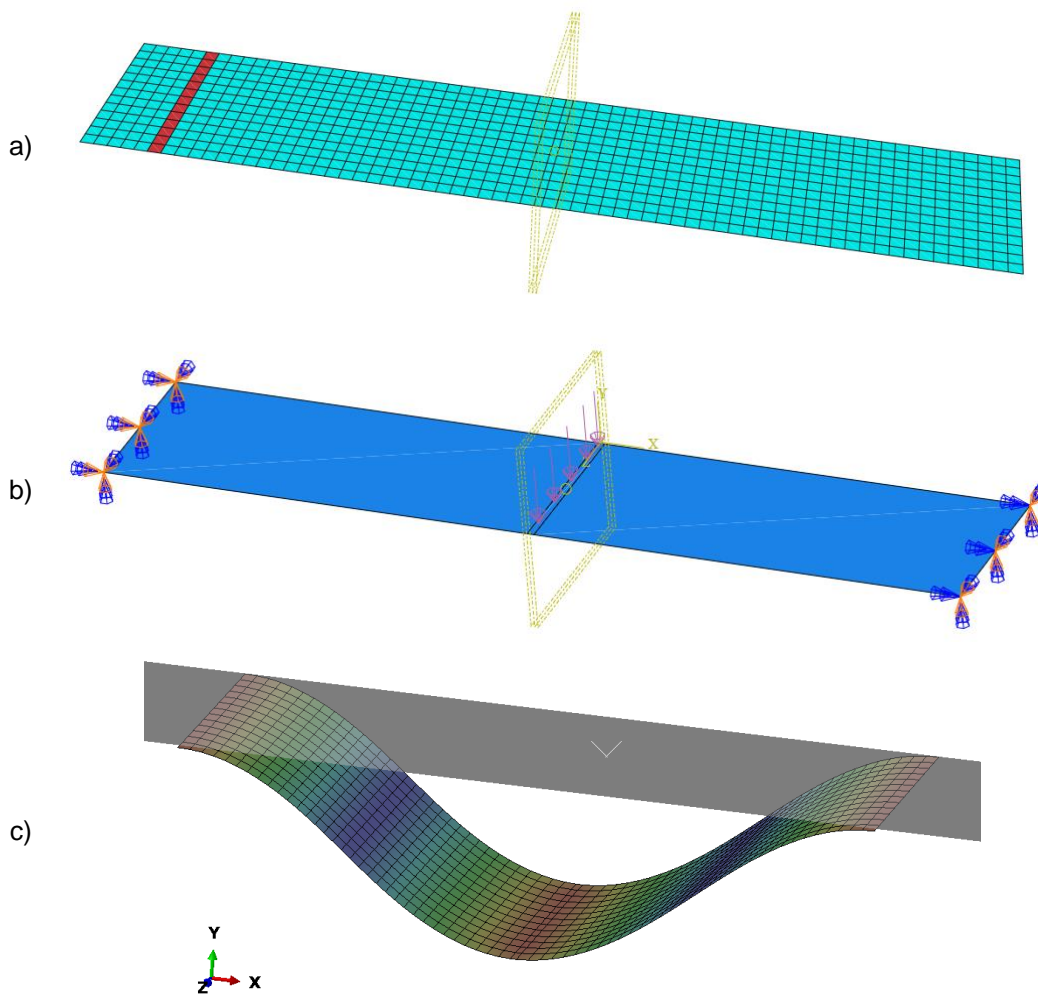
4.2. Modelowanie metodą elementów skończonych

Biorąc pod uwagę znaczącą różnicę pomiędzy grubością izolatora, rzędu pojedynczych mikrometrów, a długością/szerokością siłownika na poziomie pojedynczych milimetrów, których stosunek był mniejszy od 100, został on zamodelowany przy użyciu elementów powłokowych z 6 stopniami swobody (DoF), które ze względu na przytoczone różnice w geometrii są zalecane [180]. Ponadto, z tego samego powodu zastosowano analizę nieliniową. Odwzorowanie wielowarstwowej budowy siłownika zostało zaimplementowane zgodnie z przyjętymi założeniami. Pojedyncza warstwa została zamodelowana jako trójwarstwowy kompozyt. Grubość i typ materiału zostały zdefiniowane indywidualnie dla każdej warstwy, przy czym właściwości materiałowe zostały wprowadzone jako „data set” uzyskany ze statycznej próby rozciągania.

Metodyka ustalenia optymalnego rozmiaru elementów skończonych uwzględnia następujący schemat działania. W pierwszej kolejności wybrana została gęstość siatki ES (pojedynczy element o wymiarach 0,1 mm), dla której czas symulacji nie przekraczał założonej wartości (25 min, dla modelu 20 x 4 mm). Następnie sukcesywnie zmniejszano liczbę elementów. Dla tak przeprowadzonych testów wybrano gęstość siatki 0,3 mm, której maksymalne naprężenia wzdłużne nie przekroczyły 1% oraz maksymalne przemieszczenia w płaszczyźnie XY były mniejsze niż 0,1% w odniesieniu do wartości naprężeń i przemieszczeń uzyskanych dla bazowego rozmiaru elementów skończonych wynoszącego 0,1 mm. Dla wyselekcjonowanych długości siłownika przeprowadzone zostały stosowne testy weryfikujące dokładność wyników w stosunku do wykorzystanej gęstości siatki ES. Na ich podstawie stwierdzono, że dla poszczególnych długości rozmiar elementów skończonych był dobierany proporcjonalnie do długości siłownika, gdzie za wartość odniesienia posłużył wyżej wspomniany mięsień o długości 20 mm i rozmiarze pojedynczego ES 0,3 mm.

W celu redukcji złożoności obliczeniowej poszczególne elementy skończone zostały pogrupowane w podłużne sekcje (rys. 4.5a) o długości pojedynczego elementu skończonego i szerokości całego siłownika – zgodnie z przyjętymi założeniami w kontekście sił elektrostatycznych. Wyjątek stanowi sekcja środkowa, odpowiadająca powierzchni zgrzewu/przyłożonego obciążenia, której długość wyniosła 5% długości siłownika. Sekcje te,

równoważne okładkom rozpatrywanych kondensatorów, zostały zdefiniowane w celu przypisania do nich sił „pressure load” o wartościach odzwierciedlających siły elektrostatyczne.



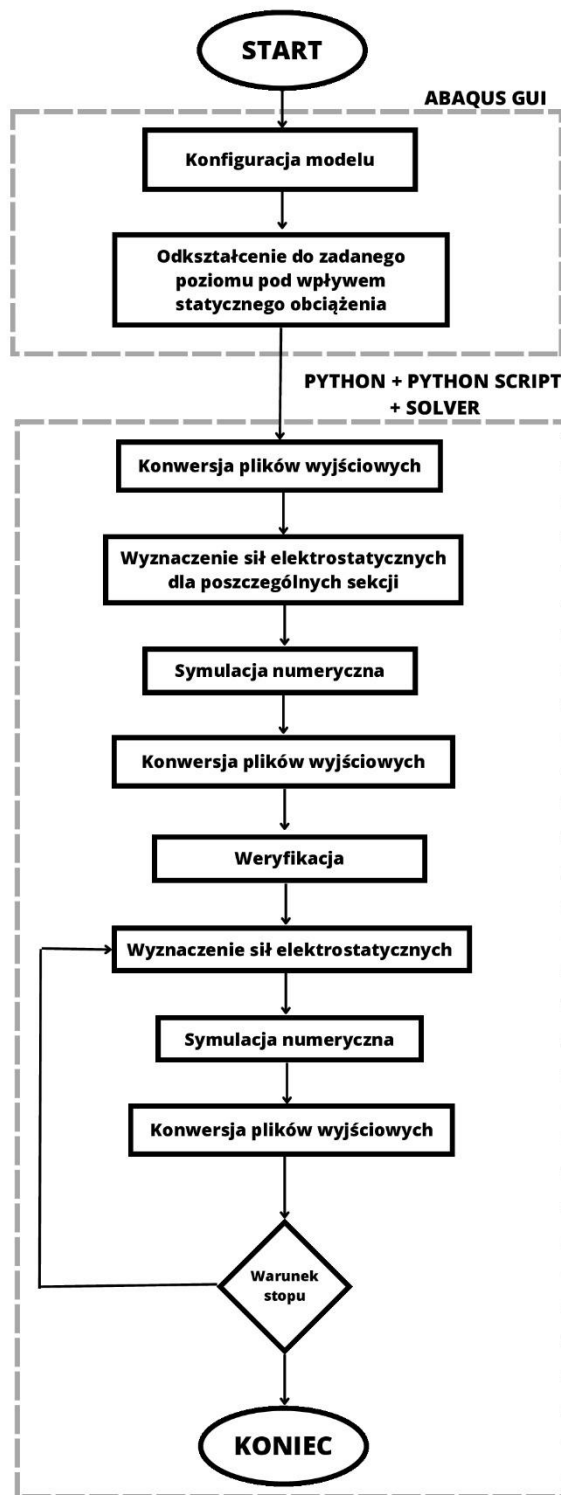
Rys. 4.5. Model siłownika elektrostatycznego w programie Abaqus: a) definicja sekcji do kalkulacji sił elektrostatycznych, b) więzy i siła obciążająca siłownika, c) płaszczyzna ograniczająca zakres ruchu

W celu odwzorowania rzeczywistego zachowania siłownika, przy jednoczesnym dostosowaniu do przyjętych uproszczeń (rozpatrywana tylko dolna połówka siłownika) wprowadzone zostały stosowne ograniczenia ruchu modelu (rys. 4.5b). Jeden z brzegów został całkowicie unieruchomiony poprzez nałożenie więzów na każdy z jego 6 stopni swobody. Drugi brzeg siłownika ograniczono w ten sposób, że pozostawiono mu możliwość poruszania się wyłącznie w płaszczyźnie XZ , w kierunku osi OX . Metodyka ta pozwoliła odwzorować ruch siłownika, w trakcie którego brzegi zbliżają się do siebie w poziomie, podczas gdy środek mięśnia przemieszcza się w kierunku pionowym. Ze względu na brak bezpośredniego rozwiązania pozwalającego na ograniczenie przemieszczenia wolnych węzłów ponad pozycję zerową wyznaczoną płaszczyzną XY (pozycja całkowitego skurczu mięśnia, kiedy elektrody się łączą) zdefiniowano dodatkowy obiekt – „rigid surface” z zerowym współczynnikiem tarcia (rys. 4.5c). Ogranicza on ruch środkowej części siłownika w kierunku pionowym, jednocześnie nie wpływając w znaczący sposób na pracę mechanizmu.

4.3. Struktura programu do symulacji numerycznych

Celem symulacji jest analiza statyczna pracy izotonicznej przedstawionego modelu sztucznego mięśnia. Planowane badania uwzględniają jednoczesne działanie sił mechanicznych jak i elektrycznych wygenerowanych między elektrodami siłownika. Ze względu na ograniczenia Abaqusa, który uniemożliwia aplikację sił elektrostatycznych modelom bazującym na elementach powłokowych, stworzono autorski program na potrzeby pracy doktorskiej. Łączy on zalety analizy MES wykorzystywanej przez środowisko Abaqus z wymaganymi przez pracę badawczą zjawiskami fizycznymi oraz możliwością swobodnej manipulacji sił występujących w badanym systemie. W autorskim programie, w ogólnym ujęciu, można wyszczególnić dwa etapy (rys. 4.6).

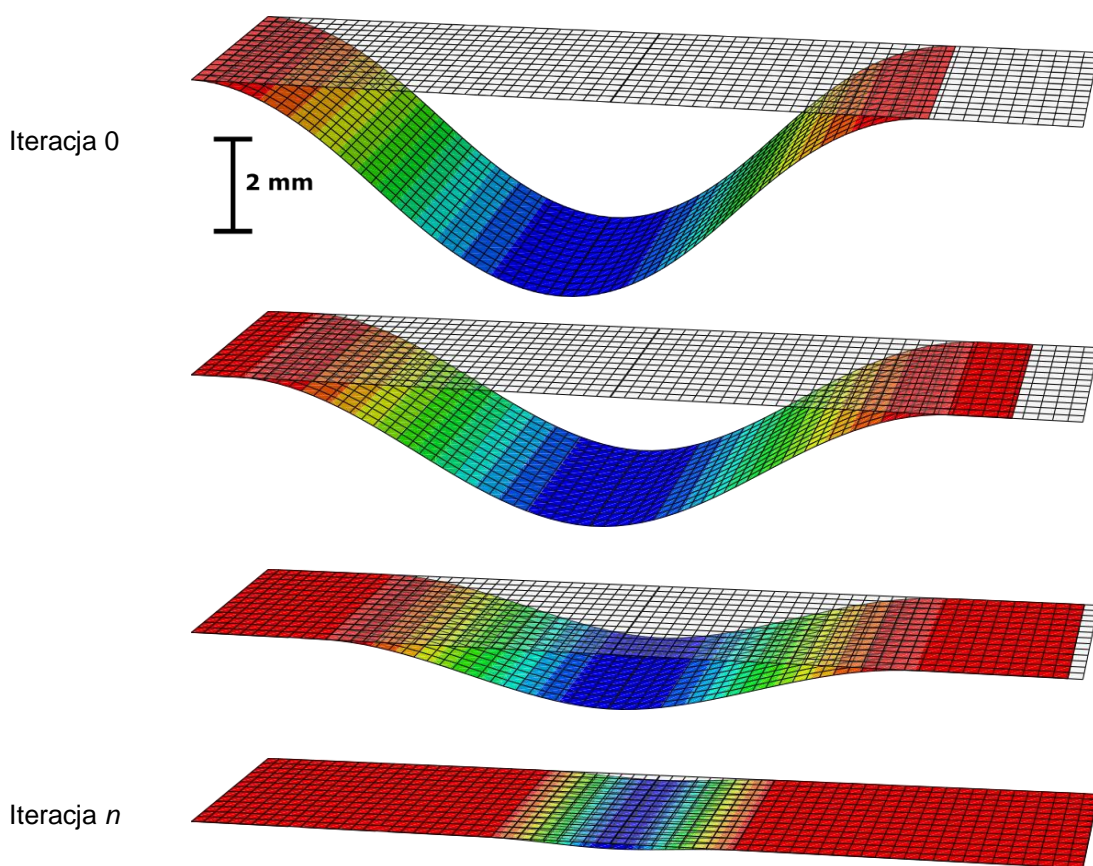
Pierwszy z nich, przeprowadzany jest z poziomu interfejsu użytkownika GUI (ang. *Graphical User Interface*) Abaqusa. Ustalane są parametry geometryczne modelu, dane materiałowe, gęstość siatki elementów skończonych, definiowane są obciążenia i więzy. Dla tak przygotowanego modelu przeprowadzana jest symulacja odkształcenia pod wpływem statycznej siły obciążającej. Na tym etapie tworzony jest także bazowy plik wsadowy, który umożliwi dalszą modyfikację i automatyzację procesu symulacji. Jest to jedna z głównych przyczyn rozdzielenia programu – nadpisanie obciążeń danego modelu w głównym pliku projektu jest niemożliwe.



Rys. 4.6. Schemat działania programu symulacyjnego

Drugi etap obliczeń inicjowany jest w zewnętrznym programie. Ze wstępnie odkształconego modelu konwertowane (do .txt) i pobierane są współrzędne poszczególnych węzłów (Abaqus scripts), na podstawie których przeliczane są siły elektrostatyczne dla zdefiniowanych sekcji siłownika. Konieczność ta jest bezpośrednim powodem wyboru języka

programowania Python na potrzeby całego algorytmu – Abaqus scripts stanowi zbiór bibliotek w tym właśnie języku. W kolejnym kroku tworzona jest kopia pliku wsadowego programu Abaqus (.INP) z poprzedniej iteracji, w której wartości sił dla kolejnych sekcji są nadpisywane przez nowo wyznaczone siły elektrostatyczne. Tak przygotowany plik trafia do solvera z poziomu „system commands” jako odrębna symulacja numeryczna. Z otrzymanych wyników ponownie przeprowadza się proces konwersji współrzędnych na plik powszechnego dostępu oraz przelicza się na nowo siły elektrostatyczne. Do tej chwili, wszystkie działania wyzwalane są przez użytkownika ze względu na zaburzoną kolejność kroków oraz konieczność doboru czasu pojedynczej symulacji. Po wykonaniu powyższych czynności, program rozpoczyna pracę w pętli i kolejne symulacje z zaktualizowanymi siłami elektrostatycznymi wykonywane są do czasu spełnienia warunku stopu automatycznie (rys. 4.7). Za warunek zakończenia programu przyjęto dwie możliwości, gdzie pierwszą z nich jest brak zmian wartości położenia najniższego punktu siłownika na osi pionowej OY. W drugim przypadku program jest przerywany, gdy przemieszczenia tego punktu zbiegają do zera, przy czym decyzja ta podejmowana jest indywidualnie dla każdego modelu.



Rys. 4.7. Wyniki analiz numerycznych dla kolejnych iteracji programu symulacyjnego

4.4. Wyniki symulacji numerycznych

Przystępując do przeprowadzenia symulacji numerycznych zgodnie z przyjętą konstrukcją siłownika konieczna była wstępna weryfikacja stosowanych metod. Z uwagi na fakt, że na tym etapie nieosiągalne były testy własnych jednostek postanowiono porównać wyniki z

napisanego programu z wynikami siłowników o zbliżonej architekturze i dobrze udokumentowanych właściwościach. Z tego względu zdecydowano się zamodelować bazy siłownik wykorzystywany w [40]. Dla tego samego obciążenia, przemieszczenie modelu w programie Abaqus wyniosło o 9% więcej w stosunku do rzeczywistego siłownika. Należy zaznaczyć, że różnice w przemieszczeniach mogą wynikać zarówno z różnic we właściwościach wytrzymałościowych folii PET, jak i braku uwzględnienia cienkiej warstwy tlenku indu (elektroda) w modelu matematycznym. Po przyłożeniu napięcia 7 kV, siłownik w symulacji numerycznej uległ całkowitemu skurczeniu, podobnie jak obiekt rzeczywisty. Tym samym, powyższe wyniki analizy porównawczej pozwoliły stwierdzić, że prezentowana przez autora technika modelowania numerycznego odwzorowuje zachowanie rzeczywistych obiektów i może służyć do wyznaczania charakterystyk pracy rozpatrywanych siłowników oraz dalszych analiz.

Do głównych parametrów mających wpływ na osiągi elastycznych siłowników elektrostatycznych zalicza się jego długość, szerokość, grubość, szerokość zgrzewu, napięcie zasilające i wstępne odkształcenie. Przestrzeń wyników, ze względu na ogromną liczbę potencjalnych konfiguracji, stanowi kluczowe ograniczenie w kontekście opisywanych testów. Tak zdefiniowany system zalicza się do zagadnień analizy wielokryterialnej, którą przeprowadzić można z użyciem np. algorytmów genetycznych lub rojowych. Uwzględniając strukturę programu symulacyjnego, który wymaga ręcznej modyfikacji modeli geometrycznych, zdecydowano o przeprowadzeniu testów dla wyselekcjonowanych konfiguracji. Ich dobór podyktowany był złożonością obliczeniową i osiąganymi danego modelu, lecz przede wszystkim kierowano się ideą przeprowadzenia testów, dających klarowny obraz na wpływ poszczególnych parametrów na osiągi siłownika.

4.4.1. Analiza wpływu długości siłownika na parametry pracy

Pierwszą z przeprowadzonych czynności było wyselekcjonowanie modelu bazowego spośród jednostek o różnych długościach i szerokościach – łącznie 16 kombinacji. Pozostałe parametry przyjęto za stałe: grubość izolatora 7 μm , szerokość zgrzewu poniżej 1% całkowitej długości siłownika oraz napięcie zasilające 1 kV. Wyjątek stanowi wstępny poziom odkształcenia – każdy z modeli został odkształcony do trzech poziomów – 10%, 25% i 50% maksymalnego ugięcia.

W tabeli 4.1 przedstawiono przemieszczenia dla wyżej opisanych jednostek. W celu łatwiejszego odczytania danych posłużono się kolorami oznaczającymi odpowiednio: zielony – siłownik skurczył się całkowicie, biały – siłownik przemieścił się tylko częściowo oraz czerwony – naprężenia wewnątrz siłownika przekroczyły granicę plastyczności. Poszczególne wartości opisują dystans o jaki przemieścił się każdy model. Na przykładzie siłownika o wymiarach 20 x 4 mm, jego maksymalne odkształcenie to 10 mm, tym samym dla odkształcenia 10% wyniesie ono 1 mm. Po przyłożeniu napięcia 1 kV siły elektrostatyczne uniosły środek mięśnia o 1 mm czyli o pełen zakres ruchu. Analogicznie, siłownik 10 x 1 mm dla wstępnego odkształcenia 50% (2,5 mm) przemieścił się tylko o 0,06 mm.

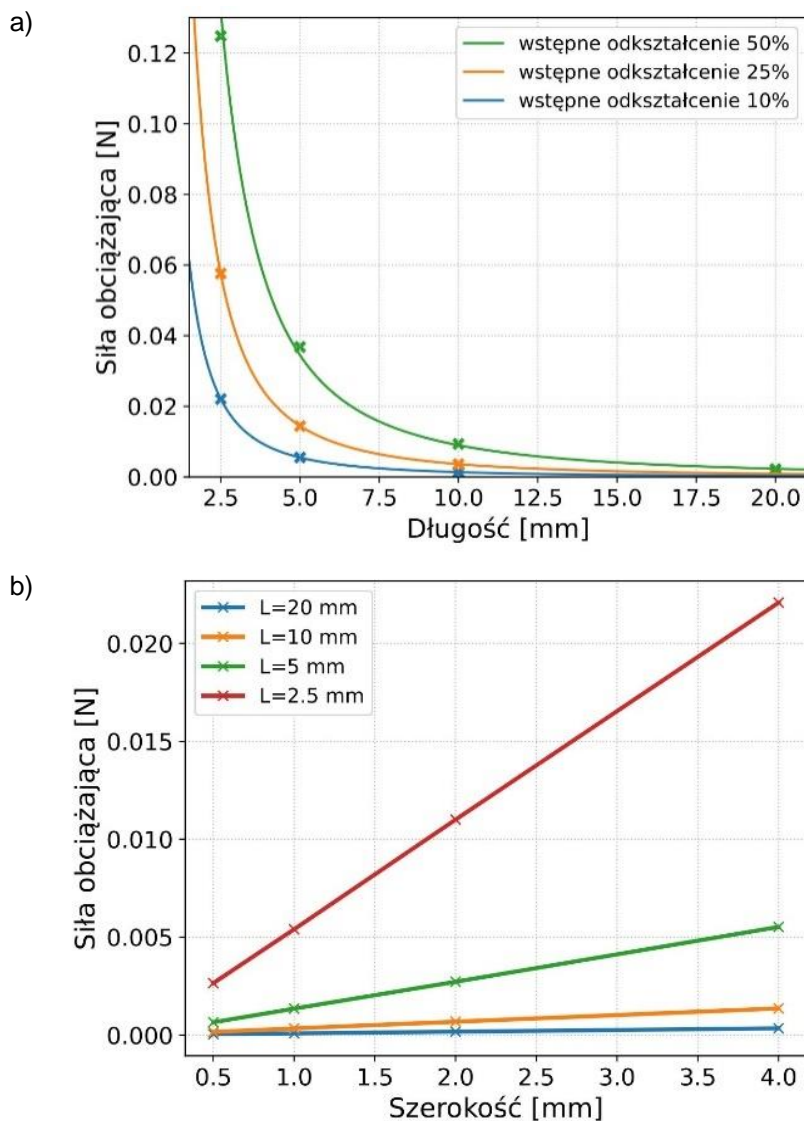


Tabela 4.1. Wstępne porównanie modeli pod względem geometrycznym [179]

		Długość [mm]				Odształcenie wstępne
		20	10	5	2.5	
Szerokość [mm]	4	1	0,5	0,25	0,125	10%
		2,5	1,25	0,625	0,008	25%
		5	0,06	0,009	plastic	50%
	2	1	0,5	0,25	0,125	10%
		2,5	1,25	0,625	0,008	25%
		5	0,06	0,009	plastic	50%
	1	1	0,5	0,25	0,125	10%
		2,5	1,25	0,625	0,008	25%
		5	0,06	0,009	plastic	50%
	0.5	1	0,5	0,25	0,125	10%
		2,5	1,25	0,625	0,006	25%
		5	0,06	0,009	plastic	50%

Dodatkowo, na rys. 4.8 przedstawione zostały charakterystyki sił obciążających dla wyżej rozpatrywanych siłowników. W kontekście jednostek o różnej szerokości można zauważyć, że siła obciążająca daną jednostkę, wzrasta proporcjonalnie wraz ze wzrostem szerokości siłownika. Jednocześnie, proporcja ta jest specyficzna dla danej długości siłownika. Potwierdzają to także dane zawarte w tabeli 4.1, gdzie bez względu na szerokość siłownika, zakres ruchu pozostaje niezmienny. Na podstawie tych obserwacji przyjęto, że charakterystyki napięciowe dla różnych szerokości elastycznych siłowników elektrostatycznych również pozostaną proporcjonalne i tym samym pominięto ich wyznaczenie.

Charakterystyka mechaniczna siłowników o różnych długościach uwiadczenia znaczący wpływ sztywności na udźwig poszczególnych jednostek. Najkrótsze mięśnie wymagały użycia sił większych niż 0,02 N, co stanowi prawie trzykrotność jednostek dwukrotnie dłuższych, nie porównując do siłowników o długości 20 mm, do odkształcenia których wystarczyło mniej niż 0,003 N. Z uwagi na to oraz najkrótszy czas przeprowadzenia pojedynczej symulacji (szczególnie w kontekście dalej prezentowanych metod) do testów obejmujących pozostałe parametry wybrany został model o wymiarach 2,5 x 0,5 mm.

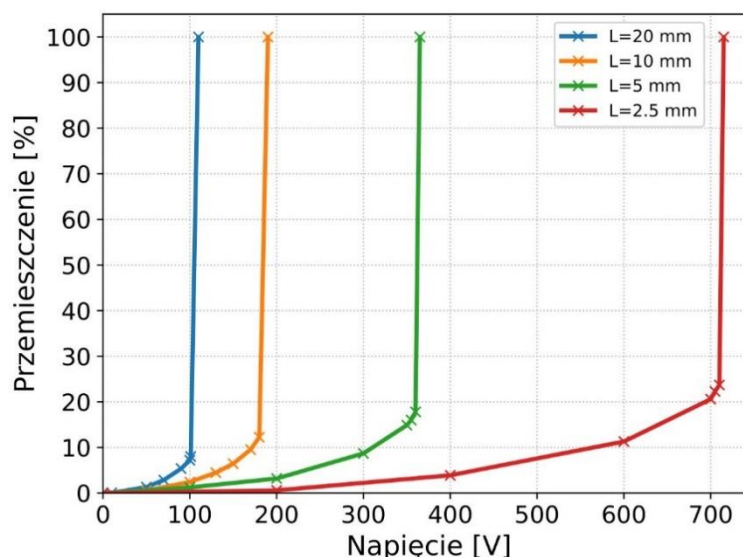


Rys. 4.8. Charakterystyki mechaniczne siłowników o różnych wymiarach geometrycznych: a) dla wybranych długości, b) dla wybranych szerokości [179]

Opisany wpływ sztywności na parametry mechaniczne obserwowalny jest również na przebiegach napięciowych. Na rys. 4.9 zaprezentowano charakterystyki mechaniczno-elektryczne dla wstępnego odkształcenia równego 10%. Na ich podstawie stwierdza się, że wraz ze wzrostem długości siłownika, czyli zmniejszeniem sztywności, napięcie potrzebne do pełnego skurczu mięśnia maleje. Dla wybranych długości 20 mm, 10 mm, 5 mm i 2,5 mm napięcie to – określane mianem napięcia pull-in – wyniosło odpowiednio 110 V, 190 V, 365 V, 710 V. Ponadto, podobnie jak w przypadku mikro urządzeń elektro-mechanicznych wszystkie charakterystyki rosną wykładniczo w stabilnym zakresie ruchu, aż do gwałtownego podciągnięcia na skutek przekroczenia punktu równowagi między siłami mechanicznymi i elektrycznymi systemu.

Należy zauważyć, że dla każdego napięcia, stanowiącego granicę stabilności mechanizmu, można wyszczególnić również odkształcenie, kiedy zachodzi nagłe skurczenie siłownika. W przeciwieństwie do MEMS, dla których odkształcenie to jest stałe i wynosi ~33%

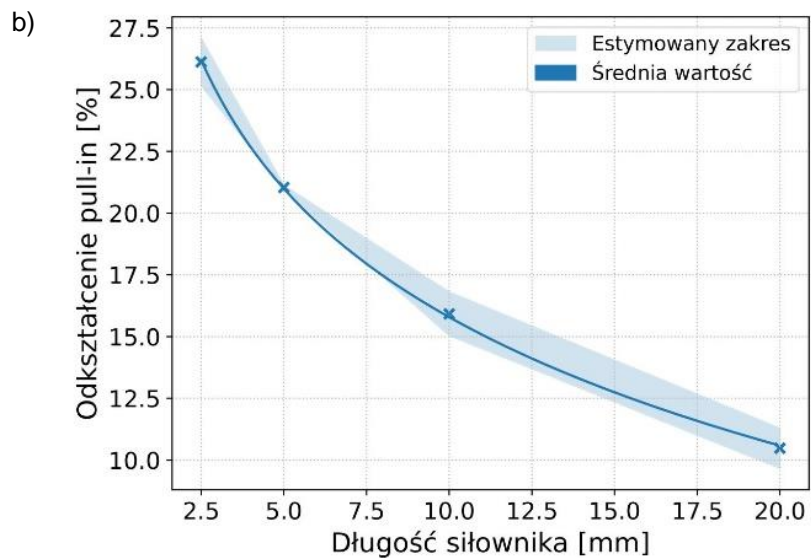
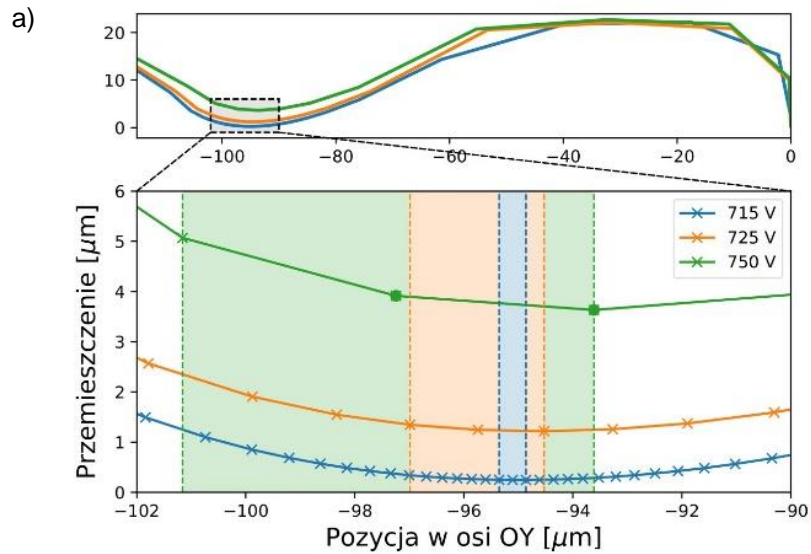
maksymalnego zakresu ruchu, elastyczne siłowniki elektrostatyczne wykazują różnice pomiędzy wartościami odkształcenia pull-in w zależności od długości elektrody. Biorąc pod uwagę pochodną przemieszczenia najniższego punktu mięśnia dla całej przeprowadzonej symulacji numerycznej, opracowano pośrednią metodę pozwalającą na oszacowanie wartości odkształcenia, dla której zachodzi efekt pull-in (rys. 4.10).



Rys. 4.9. Charakterystyki napięciowo-odkształceniowe dla czterech wartości długości siłownika [179]

Na rys. 4.10a, gdzie przedstawiony został wykres wyżej opisanej pochodnej, zaobserwować można, że w pierwszym etapie różnica przemieszczeń dla kolejnych iteracji maleje, po czym po przekroczeniu pewnej granicy zaczyna wzrastać. Granica ta, stanowiąca minimum prezentowanych przebiegów, odpowiada położeniu siłownika, w którym siły działające w układzie są bliskie równowagi. Tym samym, jest to odległość siłownika od pozycji bazowej dla której zajdzie zjawisko pull-in. Dokładność wyznaczonego odkształcenia granicznego zależy bezpośrednio od przyjętego napięcia zasilającego. Im napięcie jest bliższe granicznemu, tym mniejsze przyspieszenia działają i potrzebna jest większa liczba iteracji symulacji numerycznych. Jest to istotne z uwagi na fakt, że nie ma możliwości wskazania dokładnej wartości odkształcenia pull-in, a jedynie zakresu (wskazanego przed 3 kolejne pozycje siłownika), w którym się ono znajduje.

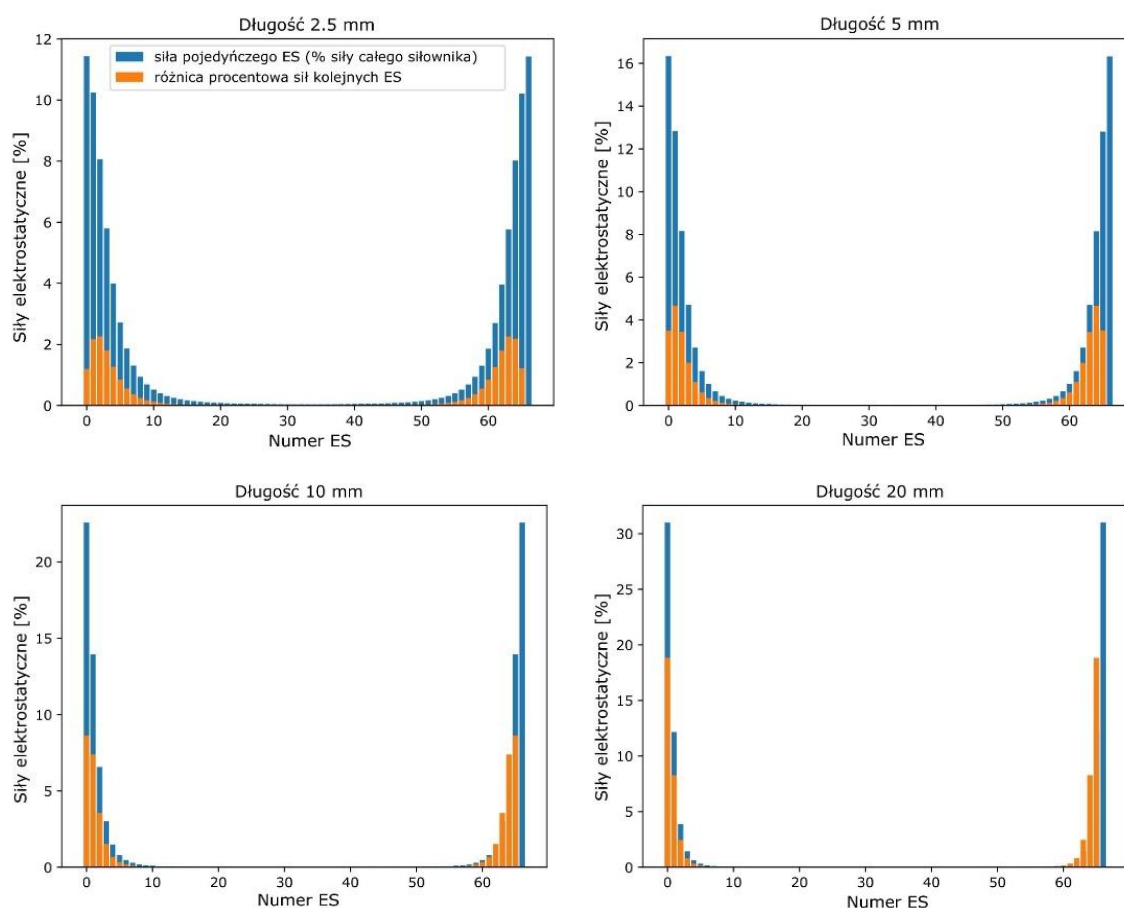
Na poniższym wykresie zaznaczono pochodne dla trzech wartości napięcia zasilającego: 715 V, 725 V, 750 V. Większe siły, a równocześnie przyspieszenia, dla największego napięcia pozwoliły wskazać granicę stabilnego ruchu dla pozycji siłownika pomiędzy 101,16 μm , 97,25 μm i 93,61 μm (zielone punkty). Dwa skrajne punkty wyznaczają zakres, w którym zachodzi zjawisko pull-in (zaciemniony zielony obszar), w przytoczonym przykładzie jest on równy 21,9%–27,8%. Redukując wartość napięcia zasilającego do wartości napięcia pull-in można coraz zwiększyć dokładność szacowanych wartości i tak dla napięć 725 V i 715 V przedziały te wyniosły odpowiednio 25,2%–27,1% i 26,4%–26,8%.



Rys. 4.10 Odkształcenie pull-in siłowników elektrostatycznych: a) metodyka wyznaczania wartości granicznej, b) charakterystyka odkształcenia pull-in w zależności od długości siłownika dla wstępnego odkształcenia 10% [179]

Wykorzystując opisaną metodę wyznaczono zakresy odkształceń (niebieski cień) w zależności od długości siłownika (rys. 4.10b). Niebieską linią zaznaczono charakterystykę odkształcenia pull-in na podstawie wartości średnich z danych zakresów. Jednoznacznie wskazuje ona, że zmiana długości siłownika bezpośrednio wpływa na wartość odkształcenia, dla której nastąpi gwałtowne, niestabilne skurczenie siłownika. Krótsze mięśnie, a zarazem sztywniejsze, pomimo znacznie większego napięcia pull-in wykazują znacznie większą wartość pull-in odkształcenia w stosunku do dłuższych siłowników. Jednostka o długości 2,5 mm przy wstępnym odkształceniu 10% (zakres ruchu 0,125 mm) pozwala na stabilne sterowanie w ~26% tego zakresu. Najdłuższy siłownik dla tego samego odkształcenia wstępnego posiada granicę stabilności na poziomie ~10%, co stanowi różnicę aż 15 punktów procentowych w porównaniu do najkrótszego mięśnia.

Ostatnią z prezentowanych analiz jest procentowy rozkład sił elektrostatycznych dla kolejnych elementów skończonych w pierwszej iteracji symulacji numerycznych (rys. 4.11). Zgodnie z założeniami teoretycznymi, można zauważyć, że ruch siłownika inicjowany jest od jego brzegów. Wynika to z najmniejszego dystansu między elektrodami w tych miejscach. Dla rosnących długości siłownika procent wszystkich generowanych sił na pierwszym elemencie skończonym wyniósł odpowiednio 11%, 16%, 23%, 31%. Pomimo tej samej gęstości siatki ES oraz odkształcenia wstępnego 10% wartości te różniły się znacząco. Różnica ta wynika bezpośrednio z wykładniczej zależności pojemności kondensatora płaskiego od odległości między okładkami. Rzeczywiste odkształcenie wstępne dla poszczególnych długości wyniosło odpowiednio 0,125 mm, 0,25 mm, 0,5 mm i 1 mm – stąd też tak duże różnice w udziale procentowym drugiego i kolejnych elementów skończonych. Warto podkreślić, że mimo dominacji pojedynczych ES w dłuższych siłownikach, to wciąż jest możliwe ich uniesienie.

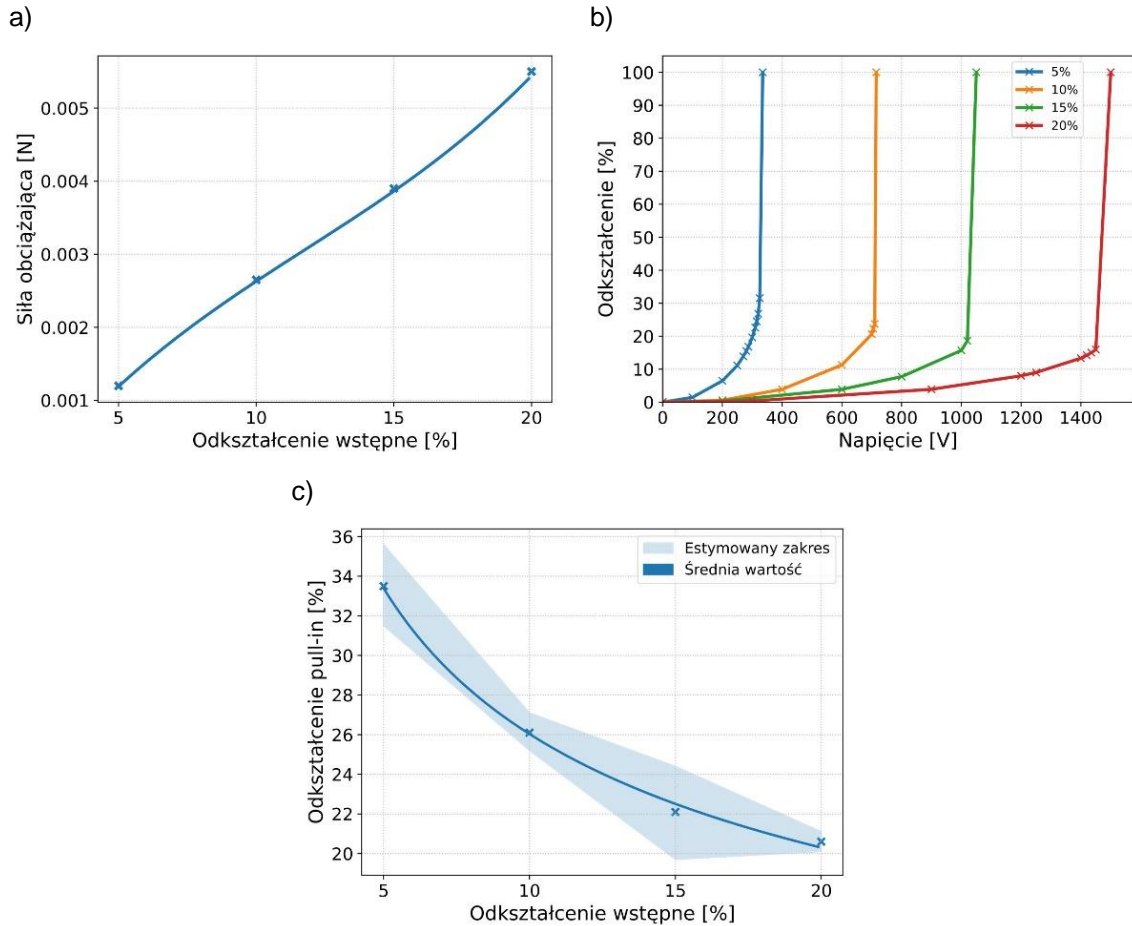


Rys. 4.11. Rozkład sił elektrostatycznych na powierzchni siłowników o różnych długościach

4.4.2. Analiza wpływu wstępnego odkształcenia siłownika na parametry pracy

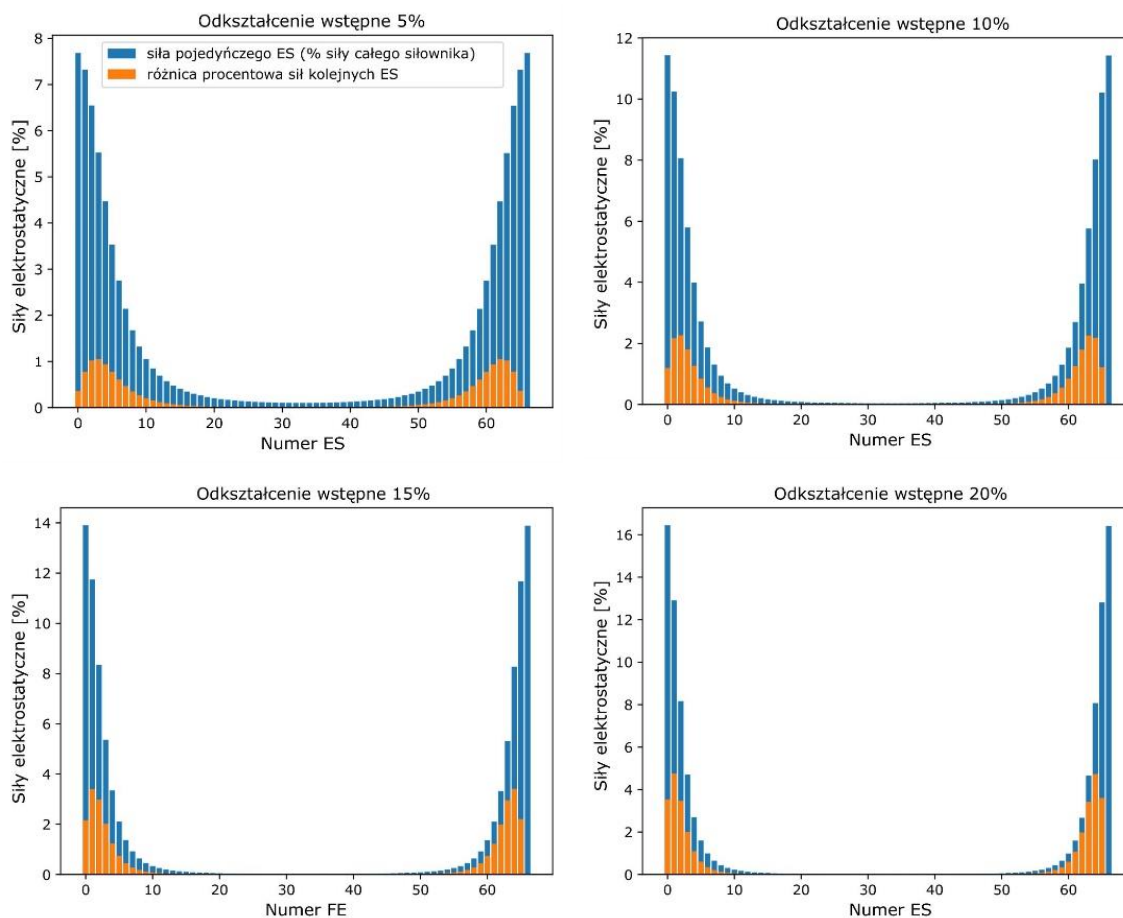
W kolejnym teście, zgodnie z przyjętymi założeniami, modelem poddanym analizie wpływu wstępnego odkształcenia był obiekt o wymiarach 2,5 x 0,5 mm. Siłownik ten odkształcono do czterech wartości: 5%, 10%, 15% i 20%, używając przy tym obciążeń odpowiednio 1,2 mN, 2,6 mN, 3,9 mN i 5,5 mN (rys. 4.12a). Na wyznaczonych charakterystykach napięciowych (rys. 4.12b) można zaobserwować, że wraz ze wzrostem

wstępnego odkształcenia obserwowany jest wzrost napięcia pull-in. Poza napięciem granicznym istotna jest także zmiana zakresu stabilnego ruchu siłownika przy danym odkształceniu (rys. 4.12c). Wraz z większym ugięciem mięśnia granica ta zmalała nieliniowo między skrajnymi modelami z ~33% do ~21%.



Rys. 4.12. Parametry pracy siłowników o różnych odkształceniach wstępnych: (a) charakterystyka mechaniczna, (b) charakterystyki napięciowe, (c) charakterystyka odkształcenia pull-in [179]

Rozkład sił elektrostatycznych na długości siłownika (rys. 4.13) oraz wyżej wyznaczone charakterystyki napięciowe potwierdzają wcześniej przyjęte wnioski. Zgodnie z oczekiwaniami, w przypadku mięśni o mniejszym odkształceniu, z uwagi na odległości elektrod możliwe jest wygenerowanie podobnych sił na większej powierzchni. Maksymalna różnica, wyrażona w procentach, między poszczególnymi fragmentami wyniosła odpowiednio 1%, 2%, 3% i 5%, gdzie pierwsza odpowiada odkształceniu wstępnemu równemu 5%. Różnice te będą tym większe im większe będą odkształcenia wstępne, lecz także im dłuższy będzie siłownik.



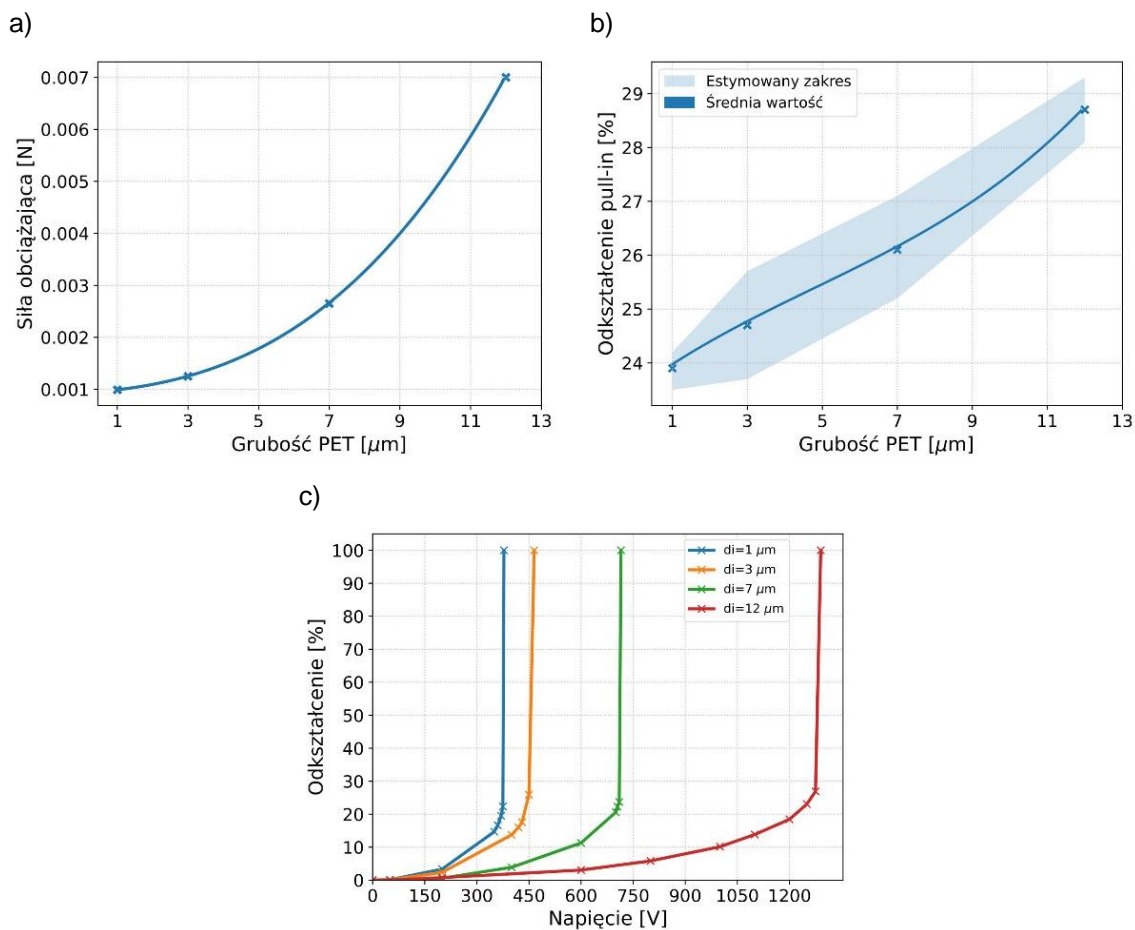
Rys. 4.13. Rozkład sił elektrostatycznych na powierzchni siłowników o różnych odkształceniach początkowych

4.4.3. Analiza wpływu grubości izolatora siłownika na parametry pracy

Kolejnym parametrem, mającym bezpośredni wpływ na sztywność siłownika jest jego grubość. Rozpatrywana konstrukcja posiada dwa rodzaje materiałów – stalową elektrodę i izolator z folii PET. W ramach omawianej analizy zdecydowano się zmieniać grubość tylko tego drugiego. Decyzja ta podyktowana jest tym, że ma ona wpływ zarówno na sztywność konstrukcji jak i na przenikalność elektryczną.

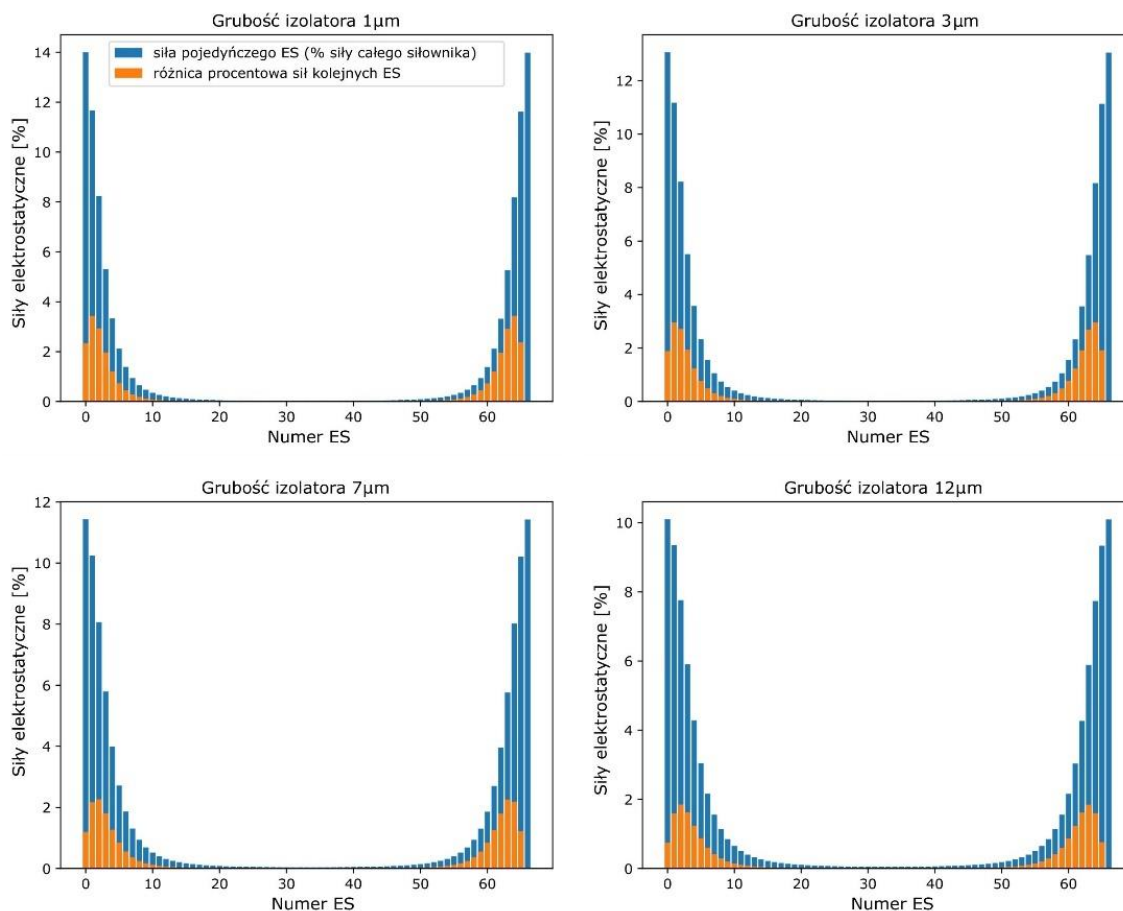
Siłowniki o bazowej geometrii i grubościach warstwy PET 1 μm , 3 μm , 7 μm i 12 μm odkształcono do poziomu 10% maksymalnego ruchu obciążeniami wynoszącymi odpowiednio 0,99 mN, 1,25 mN, 2,65 mN i 7 mN (rys. 4.14a). Charakterystyki napięciowe uzyskane z symulacji numerycznych potwierdzają wcześniejsze spostrzeżenia dotyczące sztywności siłownika. Wartość odkształcenia pull-in wzrosła z ~24% siłownika o grubości PET 1 μm do ~29% dla tego o większej sztywności (rys. 4.14b), przy czym przyrost ten jest niewielki w porównaniu do poprzednich testów. Ponadto, wraz ze wzrostem grubości obserwowalny jest wykładniczy wzrost napięcia pull-in z 378 V dla izolatora 1 μm do 1290 V dla 12 μm (rys. 4.14c). Tak duże różnice poszczególnych parametrów są obserwowalne z uwagi na proporcje użytych materiałów. Przy grubości izolatora 1 μm i elektrody 5 μm , wartość pierwszego z nich stanowi

~29% całkowitej grubości, w przeciwieństwie do wstępnego modelu o grubości PET 7 μm , w którym warstwy izolacyjne obejmują ~74% przekroju mięśnia.



Rys. 4.14. Parametry pracy siłowników o różnych grubościach izolatora: (a) charakterystyka mechaniczna, b) charakterystyka odkształcenia pull-in, c) charakterystyki napięciowe [179]

Wpływ na sztywność elastycznych siłowników elektrostatycznych, poza długością, ma również przekrój siłownika. Siłownik o największej sztywności (grubość 12 μm) wykazał w stosunku do pozostałych jednostek minimalnie mniejsze różnice generowanych sił elektrycznych, maksymalnie ~1,5%, na kolejnych elementach skończonych. Niewielkie różnice między poszczególnymi wykresami na rys. 4.15 odzwierciedlają rząd wielkości omawianych dystansów na poziomie pojedynczych mikrometrów.



Rys. 4.15. Rozkład sił elektrostatycznych na powierzchni siłowników o różnych grubościach izolatora

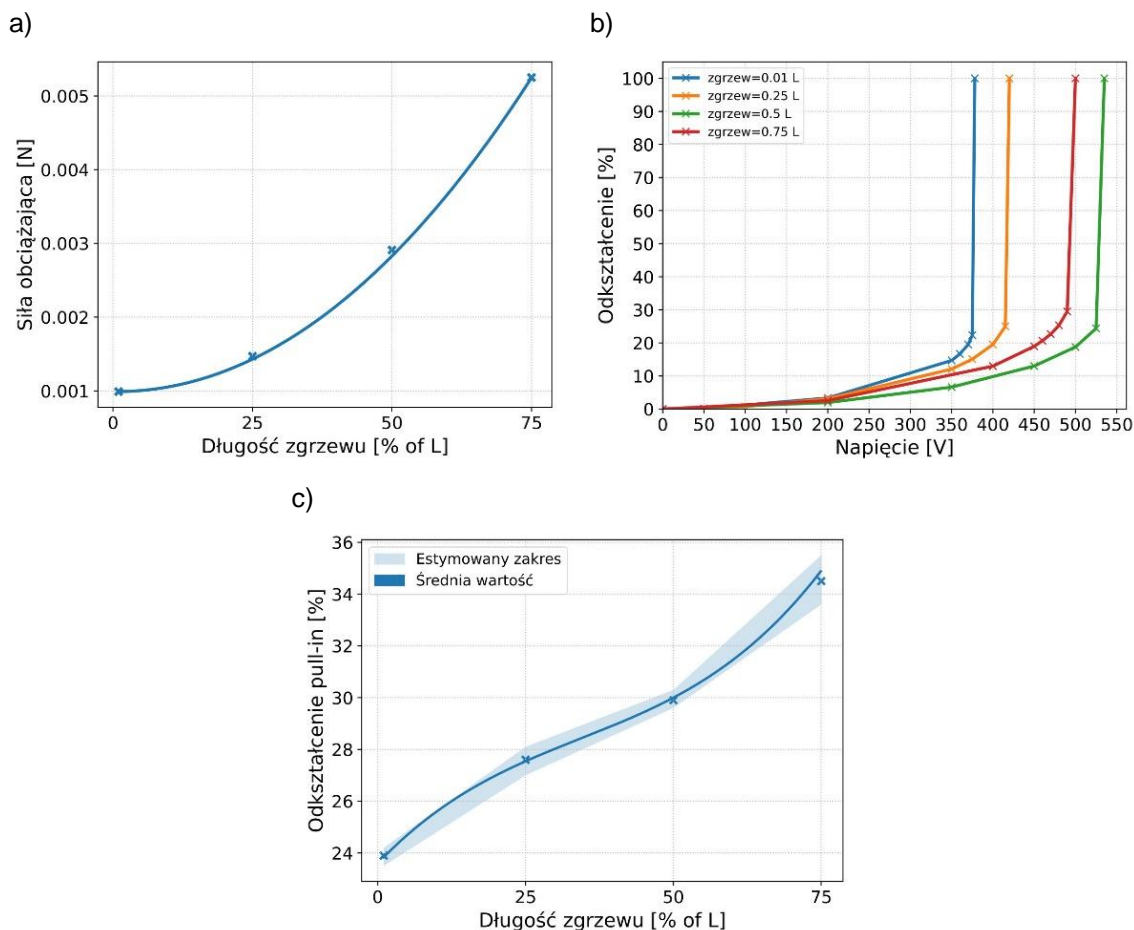
4.4.4. Analiza wpływu długości zgrzewu siłownika na parametry pracy

Ostatnim rozpatrywanym parametrem siłownika, dotychczas nie poruszonym w literaturze dotyczącej elastycznych siłowników elektrostatycznych jest długość zgrzewu. W zależności od konstrukcji i gabarytów urządzenia wykorzystano różne techniki łączenia warstw siłownika. W pracy [41] były one klejone i dodatkowo usztywniane ogranicznikami, natomiast autorzy pracy [40] szczepiali je za pomocą plastikowych klipsów. W pierwszym z przytoczonych przykładów długość ta wyniosła ~83%, zaś w drugim ~6%.

W niniejszym teście badano model o wymiarach 2,5 x 0,5 mm i grubości izolatora 1 μm. Rozpatrzono cztery przypadki dla różnych długości zgrzewów wynoszących odpowiednio <1%, 25%, 50% i 75%. Efekt ten uzyskano poprzez definicję sekcji środkowej o stosownej długości. Każdy z modeli został odkształcony do 10% maksymalnej długości, przy czym obciążenia dla rosnących długości zgrzewu wyniosły 0,99 mN, 1,47 mN, 2,91 mN i 5,25 mN (rys. 4.16a). Należy zaznaczyć, że maksymalny ruch roboczy każdego z nich obliczono odejmując od długości siłownika długość spoiny. Zwiększanie długości zgrzewu od 1% do 50% skutkowało wzrostem sztywności, a tym samym zmianą napięcia pull-in odpowiednio z 375 V na 535 V (rys. 4.16b). W przeciwieństwie do wcześniejszych wyników, zwiększenie długości zgrzewu do 75% spowodowało zmniejszenie napięcia pull-in. Przyczyn tego należy doszukiwać się w różnych zakresach ruchu poszczególnych modeli. Niemniej jednak, na wykresie odkształcenia



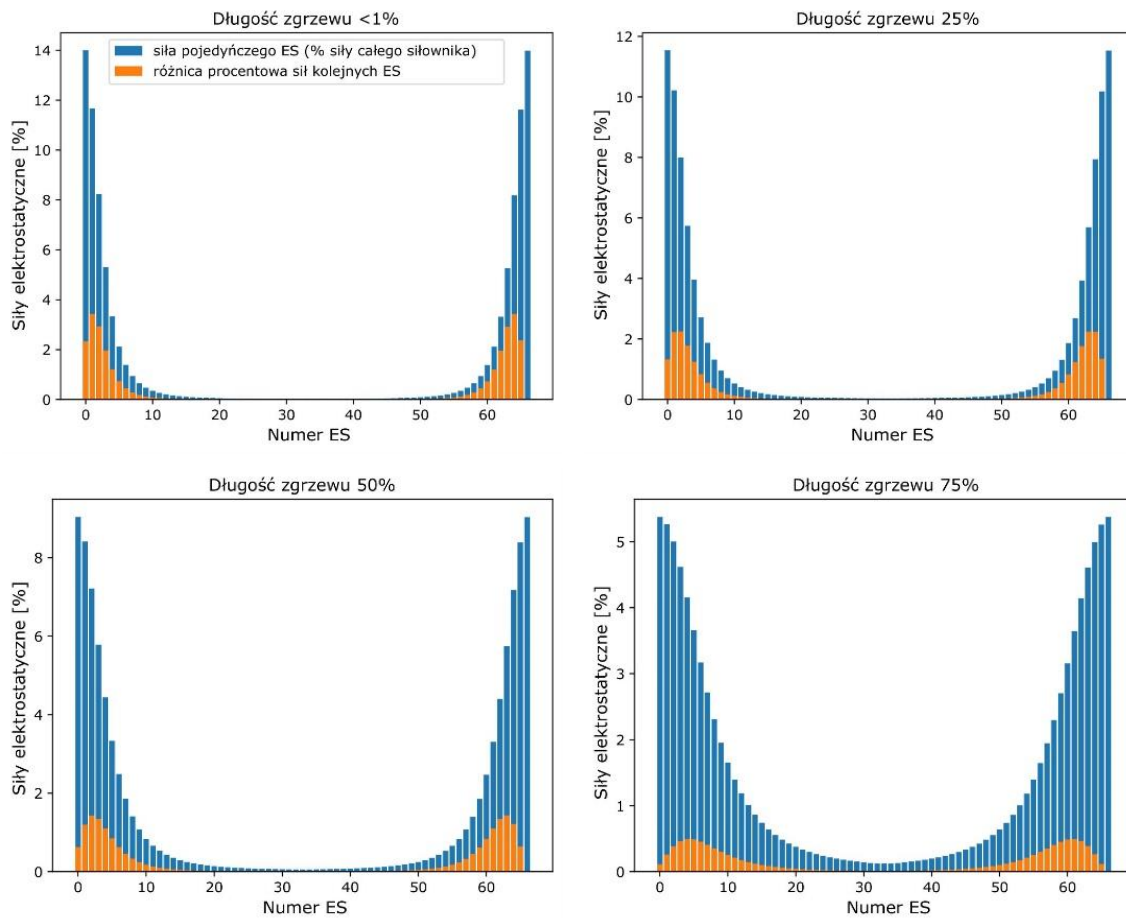
pull-in obserwowalny jest trend rosnący, a poszczególne odkształcenia graniczne wyniosły kolejno ~24%, ~28%, ~30% i ~35%, zaczynając od długości zgrzewu <1% (rys. 4.16c).



Rys. 4.16. Parametry pracy siłowników o różnych długościach zgrzewu: a) charakterystyka mechaniczna, b) charakterystyki napięciowe, c) charakterystyka odkształcenia pull-in [179]

Powyższe obserwacje potwierdzają wyniki analizy generowanych sił przedstawione na rys. 4.17. Jednostka z najdłuższą spoiną wykazała większą równomierność sił elektrostatycznych na poszczególnych ES, dla której pierwszy obejmował ~5% łącznej siły generowanej. Dla porównania, siłownik ze spoiną o długości 25%, na pierwszym elemencie, wygenerował ~12%.

Rozpatrując wpływ długości spoiny na poszczególne parametry siłownika należy pamiętać, że wraz ze zwiększeniem powierzchni łączenia maleje efektywność siłownika. Jego ruch roboczy ogranicza się do długości nieobjętej zgrzewem, tym samym zbliżając metodę działania do przyciągania się równoległych par okładek kondensatora płaskiego. Na uwagę także należy mieć charakterystykę mechaniczną, która będzie zbiegać do jednostek o innych wymiarach geometrycznych. Przypuszcza się, że jest to powodem zmiany monotoniczności charakterystyk napięciowych, a w szczególności napięcia pull-in.



Rys. 4.17. Rozkład sił elektrostatycznych na powierzchni siłowników o różnych długościach zgrzewu

5. KONSTRUKCJA ELASTYCZNYCH SIŁOWNIKÓW ELEKTROSTATYCZNYCH

W najprostszej wersji, elastyczne siłowniki elektrostatyczne zbudowane są z dwóch warstw elastycznego materiału przewodzącego prąd elektryczny, rozdzielone są izolatorem i połączone na przeciwległych końcach w taki sposób, że tworzą jeden mechanizm. Możliwości konfiguracji poszczególnych elementów, jak chociażby ilości warstw izolatora czy kształtu elektrod, poza czynnikami ekonomicznymi (w kontekście zaawansowania procesu produkcji) oddziałują również na właściwości pracy samego siłownika. Dobór metod i materiałów stawia przed inżynierami wyzwanie połączenia poszczególnych składowych w celu uzyskania jednostki o możliwie najszerszym zakresie zastosowań. Stąd też, konieczne na etapie projektu jest zadbanie nie tylko o właściwe parametry mechaniczno-elektryczne, lecz także o skalowalność rozwiązania.

Poniższy rozdział zgłębia opisywane w literaturze rozwiązania w kontekście łączenia poszczególnych warstw jak i doboru materiałów. Temat ten jest poszerzony o szczegółowe badania Autora, których wyniki zostały wykorzystane na końcu rozdziału do wytypowania technologii, użytej do produkcji siłowników elektrostatycznych będących przedmiotem niniejszej dysertacji.

5.1. Technologie łączenia warstw siłowników

5.1.1. Techniki łączenia polimerów

Zapewnienie trwałego połączenia pomiędzy dwoma powierzchniami elektrod siłownika elektrostatycznego, to jedno z kluczowych wymagań gwarantujących jego prawidłową pracę i dostateczną żywotność. Biorąc pod uwagę dotychczasowe prace badawcze nad elastycznymi siłownikami elektrostatycznymi oraz powszechne rozwiązania przemysłowe można wyszczególnić następujące techniki łączenia materiałów poliolefinowych:

- połączenie mechaniczne, np. poprzez użycie dodatkowych zacisków [40]
- klejenie, poprzez wykorzystanie dedykowanych klejów [41],
- zgrzewanie, np. opakowań spożywczych.

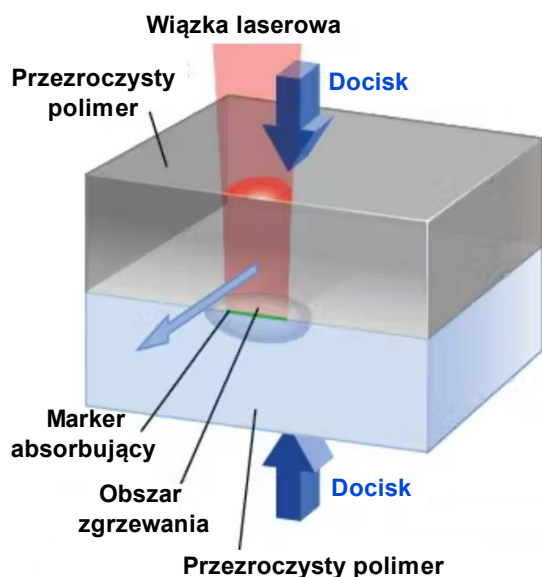
Uwzględniając rozmiar rozpatrywanych siłowników, a w szczególności ich grubość i ciężar własny, zastosowanie technik łączenia mechanicznego ograniczyć można do stosunkowo dużych jednostek. Użycie elementów łączących (zaciski, nity, śruby) wprowadza dodatkowe obciążenia, co w przypadku ogniów o rozmiarach pojedynczych milimetrów prowadzi do pogorszenia ich parametrów pracy – gwałtownego zwiększenia napięcia sterującego [40, 179].

Rozpatrując fizykochemiczne techniki łączenia należy podkreślić, że materiały poliolefinowe są wymagającymi pod względem obróbki chemicznej. Większość klejów uniwersalnych przeznaczonych do materiałów sztucznych nie nadaje się do klejenia PETu. W celu ich chemicznego połączenia niezbędne jest użycie tzw. primerów, które aktywują powierzchnię materiału do interakcji z klejem. W przypadku cienkich folii podwójna obróbka –

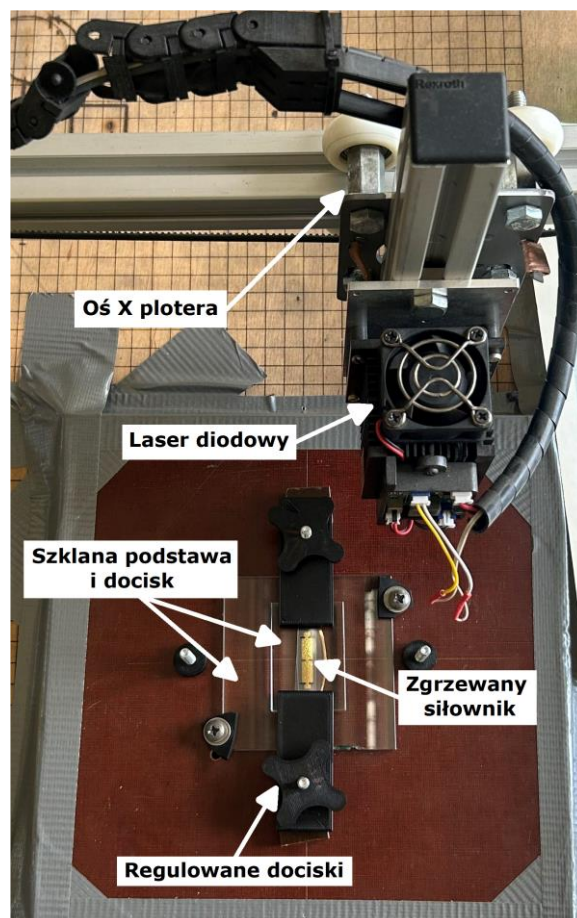
wstępna i klejenie – może znacząco ingerować w strukturę materiału, co prowadzić może do zmian właściwości mechanicznych, lecz przede wszystkim elektrycznych (wytrzymałość materiału na przebicie elektryczne). Także płynna forma spoiwa może odgrywać niekorzystną rolę w przypadku precyzyjnego łączenia miniaturowych konstrukcji – przypadkowe rozprzestrzenienie kleju w niepożądanych miejscach prowadzi może do uszkodzenia np. elektrod lub zaburzenia konstrukcji mechanicznej siłownika.

Metodą najbardziej bezpośrednią oraz nie wprowadzającą dodatkowych elementów/substancji jest zgrzewanie na gorąco. Jest ono jedną z najczęściej stosowanych technik łączenia tworzyw sztucznych, w szczególności w kontekście pakowania wielu produktów spożywczych, zarówno stałych jak i płynnych. Wyszczególnić można różne technologie zgrzewania, takie jak zgrzewanie ultradźwiękowe, zgrzewanie gorącym powietrzem, zgrzewanie impulsowe i zgrzewanie laserowe. Uwzględniając wymiary geometryczne wykorzystywanych materiałów najbardziej odpowiedni w kontekście miniaturowych sztucznych mięśni stanowi ostatni z nich. Metoda zgrzewania/spawania laserowego plastików opiera się na umieszczeniu na jednej z przezroczystych powierzchni markera, który będzie w stanie zaabsorbować wiązkę laserową (rys. 5.1a). Dwa materiały umieszczane są razem, tak aby marker znalazł się wewnątrz między nimi. Całość dociskana jest przezroczystym dociskiem gwarantując jak największą powierzchnię kontaktu między foliami. Następnie, laser porusza się po markerze z określoną mocą, prędkością i trajektorią. Na potrzeby pracy doktorskiej stanowisko z ploterem laserowym (podwójna dioda niebieska o łącznej mocy 20 W) wyposażone zostało w dedykowaną platformę do stabilizacji powierzchni zgrzewanych (rys. 5.1b). Składa się ona z dwóch prostokątnych szkieł, podstawy i docisku, zapewniających możliwie najbardziej równomierne rozłożenie sił ściskających, oraz z docisków szybkoocucujących wykonanych w technologii druku 3D.

a)



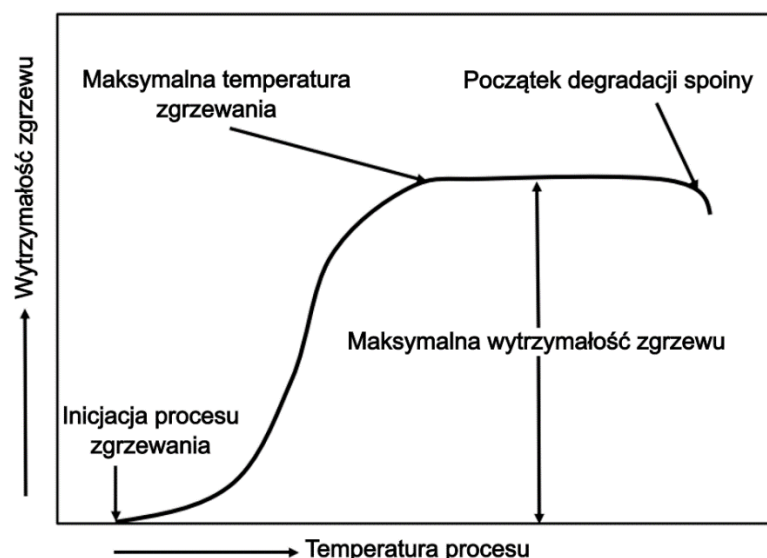
b)



Rys. 5.1. Technika spawania laserowego polimerów: a) koncepcja procesu łączenia warstw (grafika wzorowana na laserfocusworld.com), b) stanowisko badawcze

Wyodrębnić można kilka czynników wpływających na właściwości mechaniczno-elektryczne spoiny. Do kluczowych zaliczają się moc promieniowania laserowego, prędkość przejazdu oraz siła docisku powierzchni zgrzewanych. Czynniki dopełniającymi są rodzaj i liczba przejazdów wiązką laserową. Utworzenie optymalnego połączenia wymaga odpowiedniej optymalizacji wszystkich parametrów. Wpływ tych parametrów na proces zgrzewania omówiono poniżej.

Energia wymagana do uzyskania optymalnego połączenia, które jest zwykle oceniane na podstawie jego wytrzymałości mechanicznej, jest podyktowana właściwościami folii, w tym grubością, krystalicznością, dyfuzyjnością cieplną, temperaturą topnienia. We wcześniejszych pracach [181] zbadano wpływ rozkładu topnienia na zachowanie zgrzewania i wytrzymałość zgrzewów poliolefin. Maksymalną wytrzymałość zgrzewania zaobserwowano w temperaturze, która całkowicie topi krystaliczne obszary folii polimerowych (rys. 5.2).



Rys. 5.2. Zależność wytrzymałości spoiny od temperatury procesu zgrzewania (opracowano na podstawie [181])

Należy podkreślić, że przepływ ciepła, topienie polimeru i wzajemna dyfuzja łańcuchów stopionego polimeru są funkcjami czasu [181]. W celu wytworzenia spoin o optymalnej wytrzymałości konieczne jest zapewnienie odpowiednich stałych czasowych podyktowanych właściwościami materiału. Pozwoli to na całkowite stopienie frakcji krystalicznej, dyfuzję i ostatecznie utworzenie ciągłej struktury. Zastosowanie większej mocy pozwoli skrócić czas (i odwrotnie), przy czym konieczne jest uwzględnienie grubości materiału. Dla cienkich folii bardziej dynamiczne procesy mogą być trudniejsze do kontrolowania przez występowanie zmiennych środowiskowych takich jak nierównomierna siła dociskająca, mikro-pory w strukturze polimeru oraz zanieczyszczenia na samym materiale.

Fizyczny docisk łączonych materiałów, a także siła do tego użyta gwarantuje podczas procesu dyfuzję łańcuchów polimerowych. Ściśnięcie dwóch powierzchni pozwala usunąć nierówności materiału i zwiększyć rzeczywisty obszar styku, co bezpośrednio przekłada się na poprawę wymiany ciepła między materiałami. Jednak jak zaznaczają autorzy [181], siła ta jest przede wszystkim istotna na początku do zainicjowania kontaktu między łączonymi warstwami, zaś użycie większej niż minimalna wymagana, nie przynosi mierzalnej poprawy wytrzymałości spoiny.

Nawiązując do pozostałych czynników w procesie zgrzewania, tj. ilość przejazdów i trajektoria, zaobserwowano, że są one silnie uzależnione od dokładności plotera. Podczas testów wstępnych wykonanych w ramach pracy doktorskiej zauważono, że dla wielokrotnych przejazdów po tej samej trajektorii widoczne są przesunięte względem siebie ślady wiązki lasera. Zjawisko to wpływa negatywnie na wytrzymałość spoin oraz wprowadza znaczną niepewność w powtarzalności uzyskiwanych rezultatów. Z uwagi na powyższe dalsze części tego rozdziału poświęcone poszczególnym testom spoin nie obejmują dodatkowych czynników procesowych i skupiają się wyłącznie na mocy/prędkości lasera i sile docisku materiałów, wykorzystując przy tym pojedynczy przejazd lasera po danej trajektorii.

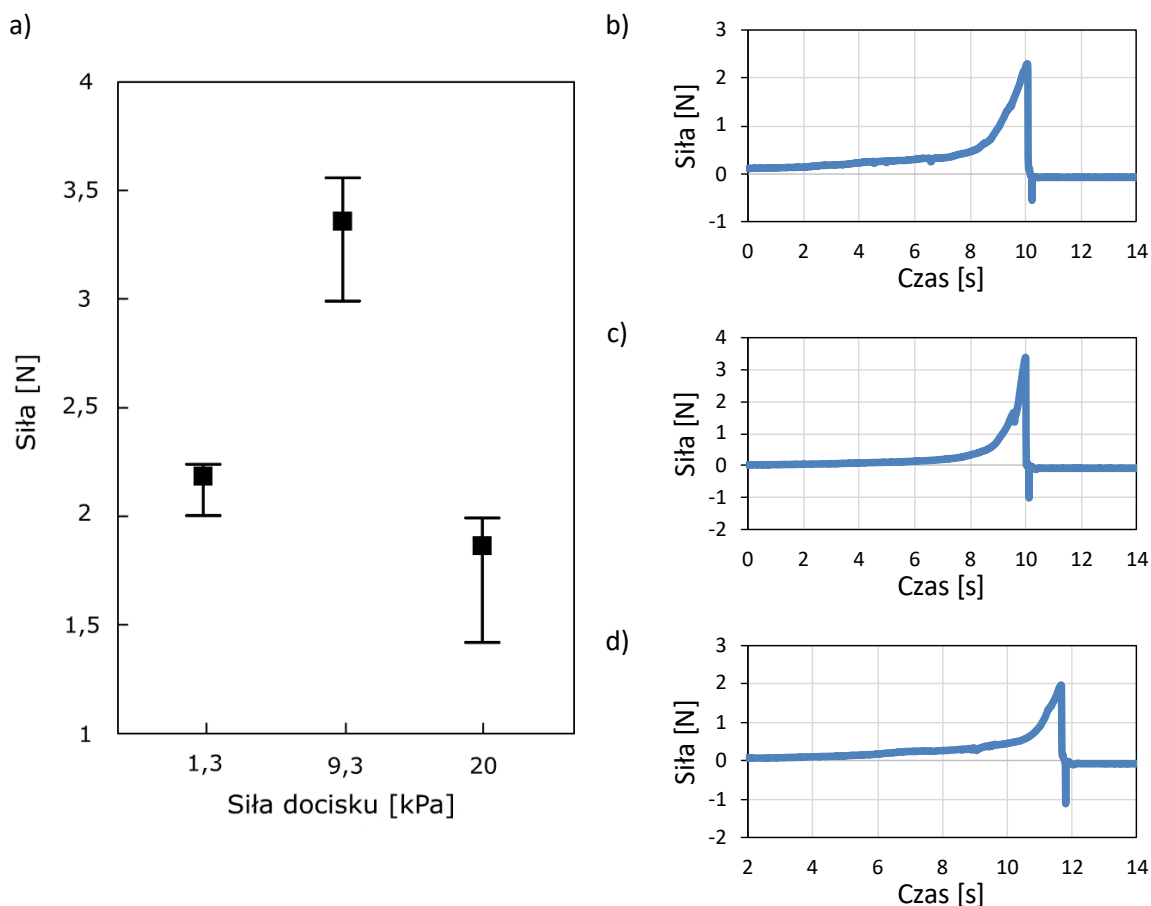
5.1.2. Testy spoin zgrzewanych laserowo

Dla posiadanych materiałów przeprowadzone zostały próby jakości spoin na stanowisku do zgrzewania laserem. W celu zapewnienia jak największej powtarzalności przeprowadzonych testów, a tym samym wyeliminowania czynników wprowadzających największy rozrzut wyników, dla wszystkich testów przyjęto wspólne metody. Uwzględniając problemy wynikające z dokładności plotera laserowego zdecydowano w dalszej pracy wykorzystywać spoiny będące pojedynczymi odcinkami prostymi o długości 5 mm, po których laser przejeżdżał jednokrotnie z ustaloną mocą, prędkością i siłą docisku. Ponadto, podczas procesu zgrzewania w polu roboczym umieszczany był tylko jeden siłownik, w środku geometrycznym zacisków, tak aby siła dociskająca była możliwie najbardziej równomiernie rozłożona na całej długości spoiny. W testach parametrów procesu zgrzewania wykorzystano folię PET o grubości 12 μm . W dalszej części rozdziału szczegółowo omówione zostaną poszczególne parametry procesu zgrzewania.

a) Siła docisku – siłowniki poddane analizie wpływu siły docisku wytwarzane były dla mocy lasera równej 3 W i prędkości 100 kroków/minutę. Ze względu na specyfikę mechanizmu dociskającego, skupioną na możliwości szybkiej wymiany obrabianych próbek, sprawdzone zostały 3 nastawy docisków. Wartości tych sił oszacowano na podstawie siły docisku kluczem dynamometrycznym oraz górnej powierzchni szklanego docisku (wierzchni element uwidoczniony na rys. 5.1b) o wartości 15 cm^2 . Na tej podstawie wyróżnia się siły docisku:

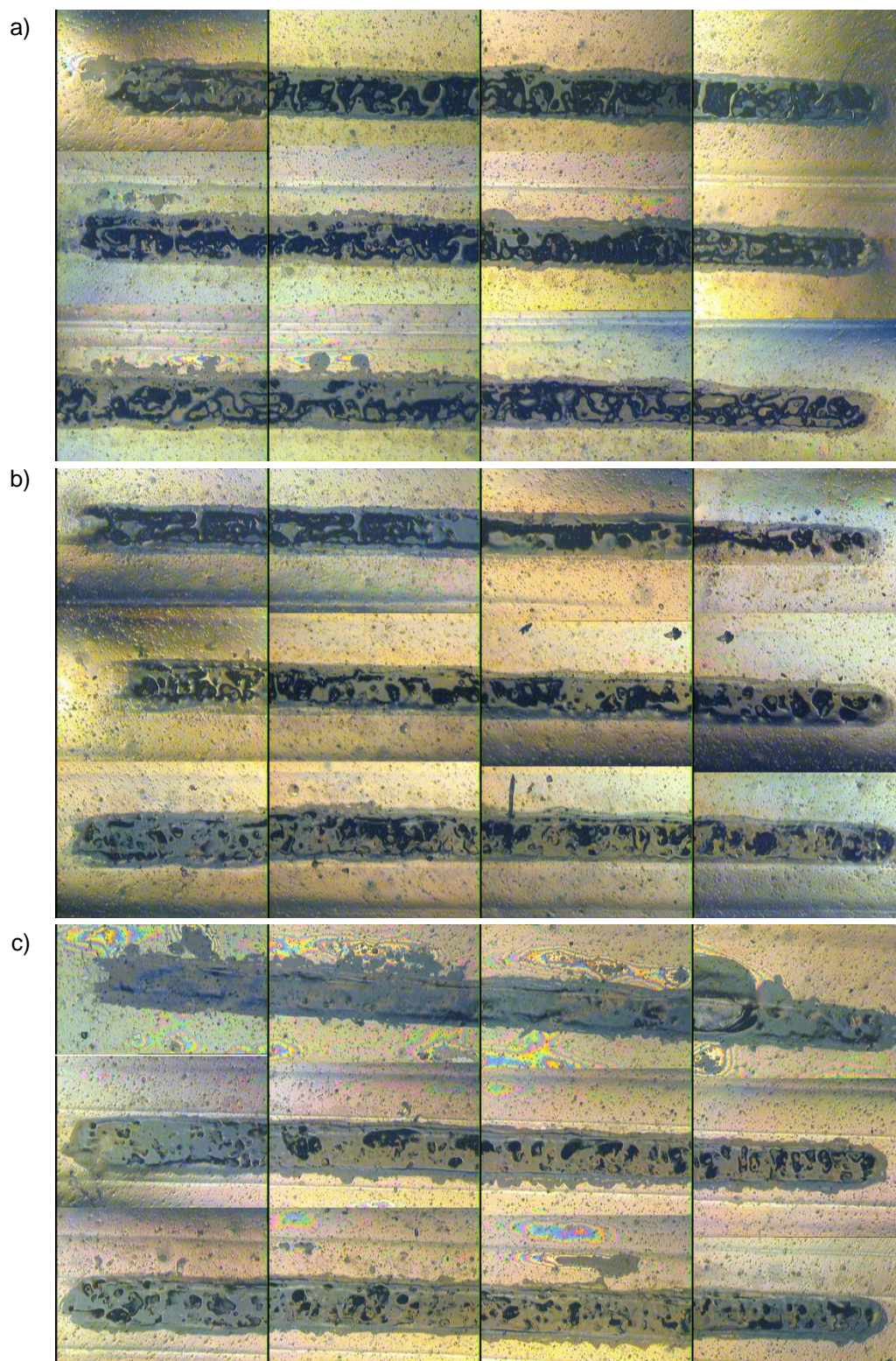
- niską (~1,3 kPa), tj. taką kiedy mechanizm dociskający napotkał pierwszy opór,
- wysoką (20 kPa), tj. taką kiedy osiągnięto maksymalną siłę możliwą do ręcznego ustawienia,
- średnią (~9,3 kPa), tj. wartość środkową, wyznaczoną pomiędzy siłą niską a wysoką na pokrętle dociskającym.

Dla tak zdefiniowanych warunków eksperymentalnych wykonano łącznie 9 próbek – po 3 spoiny dla każdej wartości siły docisku. Następnie, poddane zostały one statycznej próbie rozciągania na stanowisku z dynamometrem cyfrowym. Statystyki wyników testów oraz przykładowe wykresy siły podczas próby zrywania przedstawione zostały na rys. 5.3.



Rys. 5.3. Wyniki statycznej próby rozciągania zgrzanych folii dla różnej siły docisku: a) statystyki przeprowadzonych testów, b) przebieg próby z małą siłą docisku, c) przebieg próby ze średnią siłą docisku, d) przebieg próby z dużą siłą docisku

Z przedstawionych charakterystyk można odczytać wpływ siły docisku materiałów na wytrzymałość spoin. Spoiny dociśnięte z małą siłą wytrzymały średnio siłę zrywającą o wartości 2,2 N, a mocno dociśnięte 1,8 N. Największa wytrzymałość średnia, 3,3 N, zanotowana została dla spoin o średniej sile docisku. Powyższe wnioski obserwowalne są także po poddaniu spoin ocenie wizualnej. Na rys. 5.4 przedstawione zostały spoiny poddane testom wytrzymałościowym. Najwytrwalsze, te o średniej sile docisku, wykazywały jednolitą ciągłość na brzegach spoiny, bez widocznych wybrzuszeń, zniekształceń oraz naprężeń. Niepełne zaokrąglenie na lewym brzegu wynika z niedoskonałości wiązki laserowej – wadliwy system optyczny powoduje widoczny defekt. Jakość spoin o małym i dużym docisku ewidentnie odbiega od tej dla średniej siły. Na całej długości spoiny widoczna jest falistość brzegów, a także odłamki materiału wypchnięte do boków wraz z gazami powstałymi pod wpływem obróbki cieplnej. Powodują one łączenie materiału poza strefą zgrzewania, wprowadzając niechciane naprężenia struktury (widoczne w postaci refleksów) bezpośrednio osłabiając powstałą spoinę lub osłabiając materiał w jej pobliżu.

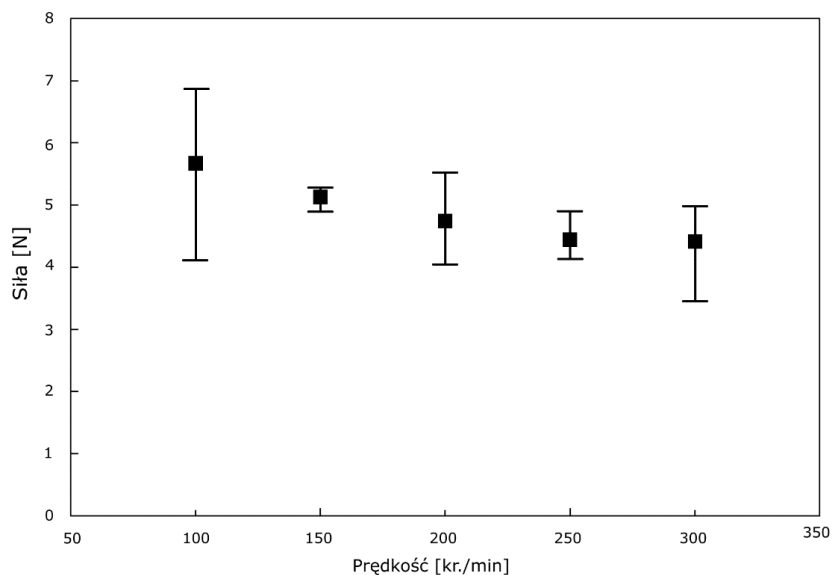


Rys. 5.4. Zdjęcia mikroskopowe spoin o różnej sile docisku podczas zgrzewania: a) ~1,3 kPa, b) ~9,3 kPa, c) 20 kPa

b) Prędkość zgrzewania – testy prędkości lasera w procesie zgrzewania przeprowadzone zostały dla 5 różnych wartości – 100, 150, 200, 250, 300 kroków/minutę. Dla każdej wartości wykonano 3 próby, w efekcie poddanych badaniom wytrzymałościowym zostało 15 próbek



spoin. Dla każdej z nich zastosowano moc lasera o wartości 3 W oraz średnią siłę docisku powierzchni zgrzewanych. Dla folii PET o grubości 12 μm największa wytrzymałość zarejestrowana została dla prędkości plotera wynoszącej 100 kr./min (rys. 5.5). Większe prędkości skutkowały systematycznym zmniejszaniem wytrzymałości spoiny.

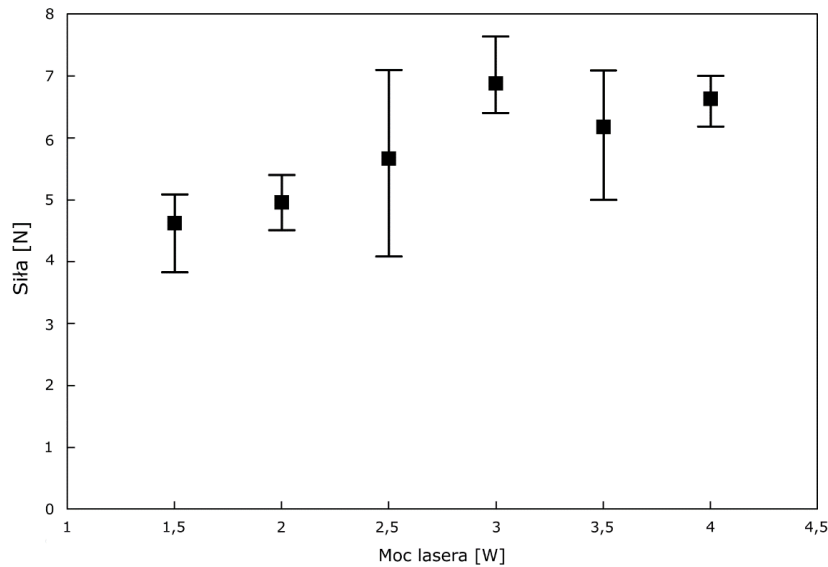


Rys. 5.5. Wytrzymałość spoin w zależności od prędkości przejazdu lasera

Istotnym faktem w przeprowadzonych pomiarach jest to, że testowana minimalna prędkość jest najmniejszą możliwą ze względu na ograniczenia programowe plotera. Na podstawie trendu wykresu można stwierdzić, że nie jest to wartość optymalna dla mocy lasera wynoszącej 3 W. Wykorzystanie znacznie mniejszych prędkości przemieszczenia wiązki laserowej pozwoliłoby na zmniejszenie stosowanych mocy wskutek wydłużenia czasu obróbki danego fragmentu spoiny. Niesie to dodatkowe korzyści, które związane są z ustabilizowaniem procesu zgrzewania. Stosowanie większych mocy lasera czyni proces bardziej dynamicznym, a tym samym bardziej podatnym na uszkodzenia wynikające z przekroczenia optymalnych parametrów obróbki ciepłej materiału.

c) Moc lasera – w celu analizy wpływu mocy lasera na wytrzymałość spoin wykonano łącznie 15 spoin – po 3 próbki dla sześciu różnych wartości mocy: 1,5 W, 2 W, 2,5 W, 3 W, 3,5 W i 4 W. Ponadto, ustawiona została prędkość plotera na najmniejszej dostępnej wartości 100 kr./min i średnia siła docisku mechanizmu trzymającego. Zakres badanych mocy został dobrany na podstawie wstępnych testów, które wykazały, że zastosowanie większych mocy niż wymienione wyżej prowadzi do powstania przepalenia w środku spoiny. Zjawisko to miało szczególnie niekorzystny wpływ na wytrzymałość wzdłużną spoiny.

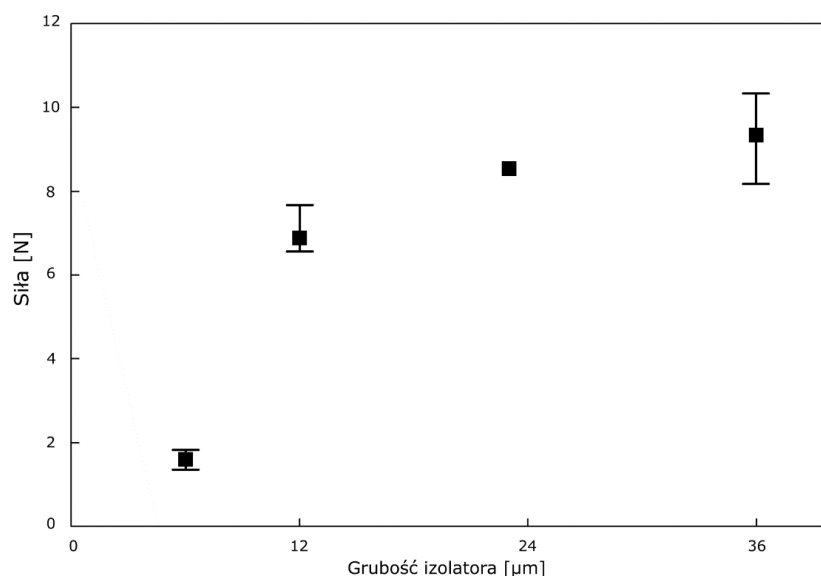
Dla folii PET o grubości 12 μm optymalna moc lasera zarejestrowana została dla wartości 3 W (rys. 5.6), przy której średnia wytrzymałość z 3 próbek wyniosła 6,88 N. Najmniejsza średnia wytrzymałość, 4,62 N, odnotowana została dla spoin zgrzewanych mocą o wartości 1.5 W.



Rys. 5.6. Wytrzymałość spoin w zależności od mocy lasera

Przeprowadzone próby, wstępne i obejmujące opisywane statystyki, wykazały, że dla materiału o indywidualnych parametrach istnieje optymalna wartość mocy promieniowania laserowego. Niedostateczna ilość energii użyta w procesie zgrzewania uniemożliwia uzyskanie odpowiedniej temperatury, niezbędnej do zainicjowania i pełnego przeprowadzenia dyfuzji łańcuchów polimerowych. W sytuacji przeciwnej, zbyt duża temperatura prowadzi do nadmiernego stopienia polimeru i powstania przepaleń w środku spoiny. Należy zauważyć, że zjawisko to wynika z rozkładu temperatury w miejscu skupienia wiązki, która jest niższa na brzegach plamki lasera, tym samym możliwe jest uzyskanie połączenia dwóch powierzchni na brzegach spoiny. Niemniej jednak, wytrzymałość takiego połączenia jest tym mniejsza im bardziej przekroczono optymalne warunki procesu zgrzewania.

d) Grubość materiału zgrzewanego – ze względu na wykorzystanie folii PET o różnych grubościach, zdecydowano sprawdzić jej wpływ na proces zgrzewania i wytrzymałość wytwarzanych spoin. Analizie poddane zostały materiały o grubościach 6 μm , 12 μm , 23 μm i 36 μm . Pierwszy etap badań objął dobór optymalnej mocy zgrzewania dla poszczególnych grubości. Wyniki badań potwierdziły znaczenie pojemności cieplnej w procesie łączenia polimerów – wraz ze wzrostem grubości obrabianych powierzchni wzrasta pojemność cieplna materiału, a tym samym wymagany jest dłuższy czas dostarczania energii w danym regionie. W związku z faktem, że zastosowana została najmniejsza możliwa prędkość ruchu lasera, konieczna była modyfikacja zastosowanej mocy lasera. Tym samym, wykazano, że dla poszczególnych grubości folii optymalna moc promieniowania wyniosła odpowiednio 3 W, 3 W, 4 W i 4,5 W. Dla tych wartości odnotowano największe średnie wytrzymałości spoin – 1,6 N, 6,9 N, 8,5 N i 9,3 N (rys. 5.7). Obserwowalny wzrost maksymalnej siły zrywającej wynika ze zwiększenia przekroju materiału a tym samym grubości spoiny. Trend ten nie jest prostoliniowy, co prawdopodobnie jest skutkiem dynamiki procesu zgrzewania, powierzchni docisku oraz jednostronnego dostarczenia energii do materiału.

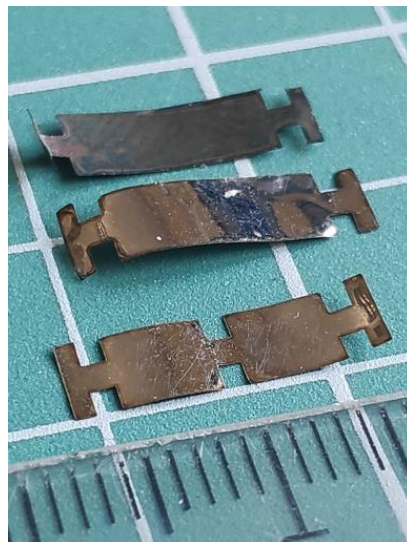
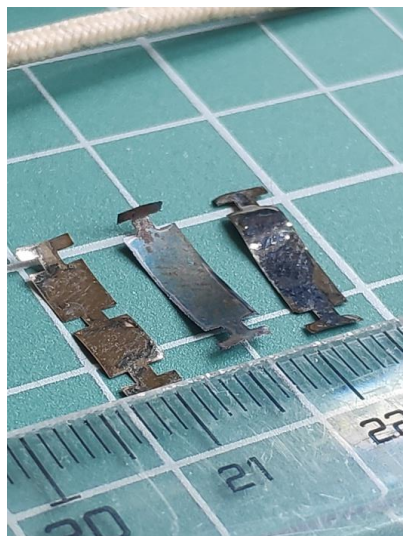


Rys. 5.7. Wytrzymałość spoin dla różnych grubości zgrzewanych folii PET

5.2. Materiał elektrod

Dotychczasowe badania naukowe przeprowadzone przez różne zespoły badawcze uwzględniały wykorzystanie różnego rodzaju elektrod. Uwzględniono zarówno struktury niezależne jak i złożone. Do niezależnych zalicza się wykorzystanie folii stalowych łączonych mechanicznie z warstwą izolatora na brzegach. Użycie folii stalowych gwarantuje dodatkową sztywność siłownika, przez co pojedyncze ogniwo jest w stanie wytrzymać mechanicznie znacznie większe obciążenie. Ponadto, sprężystość stali zapewnia pewną siłę ściąającą, w przypadku braku napięcia zasilającego. Rozwiązanie to wykazuje jednak znaczące ograniczenia pod względem funkcjonalnym. Zgodnie z przedstawionymi wynikami symulacji siłowników elektrostatycznych, wraz ze wzrostem sztywności ogniwa drastycznie wzrasta wartość napięcia zasilającego powyżej 1 kV. Stanowi to ograniczenie dla miniaturyzacji urządzeń – której celem jest minimalizacja napięć zasilających – ze względu na wytrzymałość elektryczną izolatora, który musiałby być grubszy, lecz to zwiększyłoby jeszcze bardziej sztywność konstrukcji.

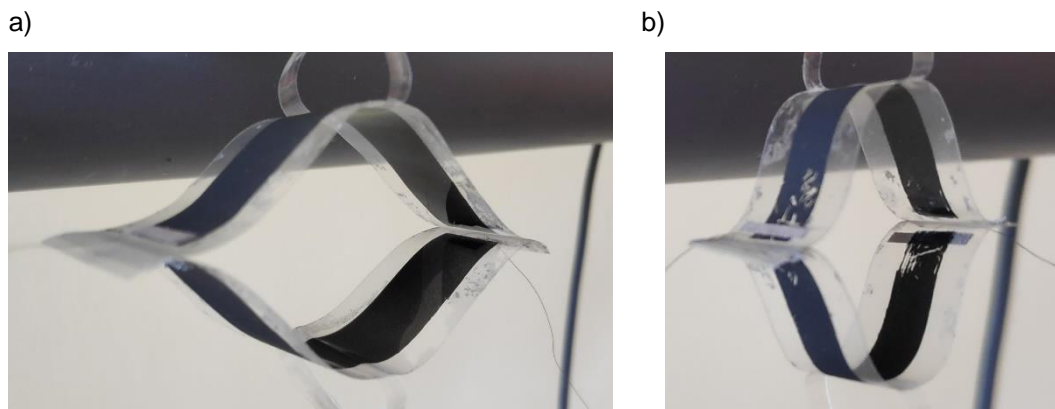
Pierwsze testy budowy pojedynczych ogniw elektrostatycznych uwzględniały wykorzystanie folii stalowej. Użyte zostały najcieńsze dostępne na rynku folie stalowe dedykowane do prac precyzyjnych. Folie o grubości 5–30 μm poddane zostały obróbce laserem światłowodowym w celu wycięcia pożądaných kształtów elektrod. Efekty obróbki laserem przedstawione zostały na rys. 5.8. Proces ten uwiłdoczył naprężenia wewnętrzne materiału powstałe przy produkcji folii i zaliczane do naprężeń resztkowych, lecz są wystarczająco duże aby powodować wygięcie elektrod. Co więcej, obróbka laserem – ciepłem – wprowadziła dodatkowe naprężenia powodujące powstanie wielu miejsc o różnorodnej sztywności. Tym samym, takie elektrody nie są zdatne do użycia w siłowniku elektrostatycznym ze względu na niejednorodną strukturę, która wyklucza kompozytową budowę ogniwa oraz brak naprężeń wewnętrznych w stanie spoczynku takiego ogniwa.



Rys. 5.8. Elektrody z folii stalowej po obróbce laserem światłowodowym

Przedstawione elektrody z folii stalowych oraz technologia ich produkcji zdecydowanie sprawdziłaby się do budowy siłowników o większych rozmiarach (min. długość 2 cm), w przypadku których naprężenia materiałowe i te powstałe podczas obróbki cieplnej są pomijalnie małe w porównaniu do gabarytów elektrody. Znajduje to potwierdzenie w pracach innych zespołów [40], gdzie wykorzystany został właśnie ten rodzaj elektrod.

Kolejnym typem elektrod są elektrody bezpośrednio nanoszone na materiał izolatora. Najłatwiejszą metodą napylenia jest użycie farb elektroprzewodzących. W większości bazują one na podkładzie akrylowym z różną domieszką cząsteczek przewodzących, m.in. miedź, miedź niklowana, żelazo, czy srebro. Istotną rolę odgrywa granulacja cząstek przewodzących, która bezpośrednio wpływa na wymagania dotyczące grubości nanoszonej powłoki. W ramach rozprawy doktorskiej sprawdzona została aplikowalność i funkcjonalność farby ekranującej firmy MG Chemicals w formie aerozolu z cząsteczkami miedzi. Zgodnie z zaleceniami producenta minimalna dopuszczalna warstwa może wynosić 25 μm , przy czym zaleca się stosowanie powłok o grubości 50 μm i większych. Materiałem, na którym wykonane zostały próby napylenia był polipropylen o grubości 23 μm i wytrzymałości elektrycznej 700 V/ μm . Powierzchnia materiału oczyszczona została z wszelkich zanieczyszczeń i napyłone zostały warstwy elektrod o grubości $\sim 50 \mu\text{m}$ każda. Siłownik zbudowany na ich podstawie przedstawiony został na rys. 5.9.



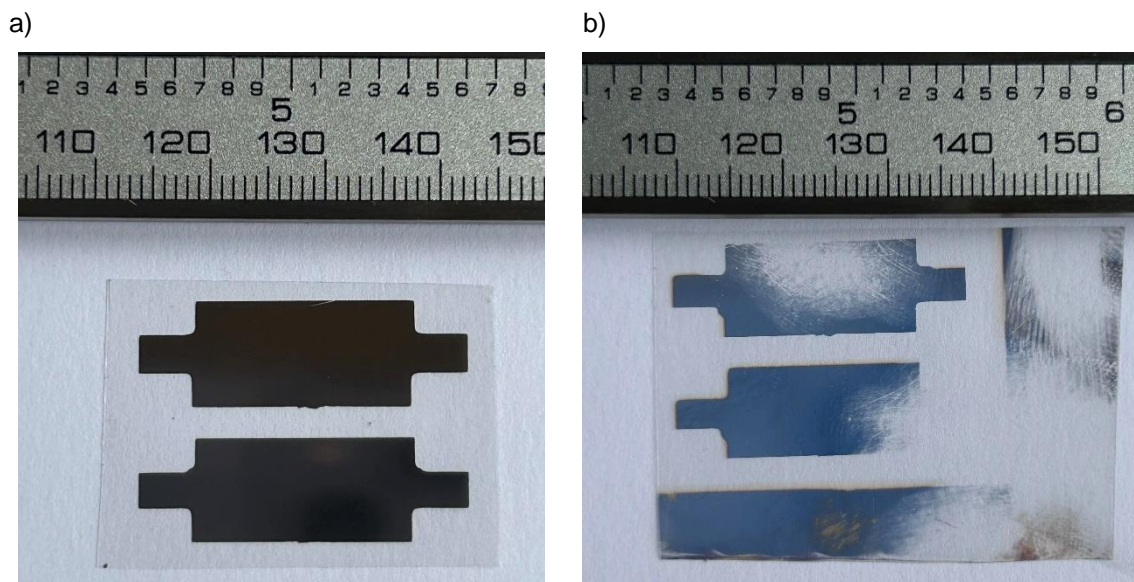
Rys. 5.9. Siłownik elektrostatyczny z elektrodami w formie farby elektroprzewodzącej: a) siłownik przed przystąpieniem do testów statycznych, b) siłownik po testach pełnego zakresu ruchu

Siłownik ten (rys. 5.9a) zgodnie z przewidywaniami pozwolił podnieść ciężar ok. 0,5 g dla napięcia zasilającego 1,8 kV. W trakcie pojedynczych prób elektrody zachowały zarówno właściwości mechaniczne jak i elektryczne. Pojedyncze przebicia elektryczne wystąpiły w miejscach zgrzewów na skutek zbyt mocnego przetopienia/zwężenia materiału, a tym samym osłabienia wytrzymałości elektrycznej izolatora. Niemniej jednak, po kilkunastu próbach pracy siłownika dla pełnego zakresu ruchu roboczego dostrzeżono łuszczenie się elektrod (rys. 5.9b). Pojawienie się pojedynczych defektów skutkowało natychmiastowym osłabieniem wiązań w ich okolicy, co ostatecznie prowadziło do bardzo szybkiego procesu degradacji całej elektrody. Zjawisko to wynika bezpośrednio ze specyfiki chemicznej materiału poliolefinowego, którego obróbka jest utrudniona w porównaniu do innych rodzajów polimerów. W pracy [41] autorzy, w celu łączenia dwóch izolatorów poddawali powierzchnię polietylenu wstępnej obróbce chemicznej, która przygotowywała ją do użycia dedykowanego kleju. Tym samym, w celu zastosowania elektrod w formie farb elektroprzewodzących (na bazie akrylu) niezbędne byłoby poddanie powierzchni izolatora specjalnej obróbce chemicznej. Należy zauważyć, że dla cienkich folii proces ten, ze względu na różne czynniki środowiskowe jak i dokładność wykonania folii, nie byłby w pełni kontrolowany, a tym samym znaczącej zmianie uległyby zarówno właściwości mechaniczne jak i elektryczne izolatora.

Rozwiązaniem najtrwalszym jest wykorzystanie napyłania próżniowego gwarantującego najlepszą przyczepność powłoki elektroprzewodzącej z powierzchnią izolatora. Jednocześnie istnieje możliwość dowolnej konfiguracji grubości elektrody od pojedynczych nanometrów do mikrometrów. Autorzy pracy [41], do budowy ogniwo elektrostatycznych wykorzystali folię PET metalizowaną miedzią. W ich badaniach istotne było poddanie elektrody procesowi wytrawiania chemicznego, mającego na celu usunięcie miedzi z brzegów elektrody w celu uniknięcia przebicia elektrycznego w powietrzu.

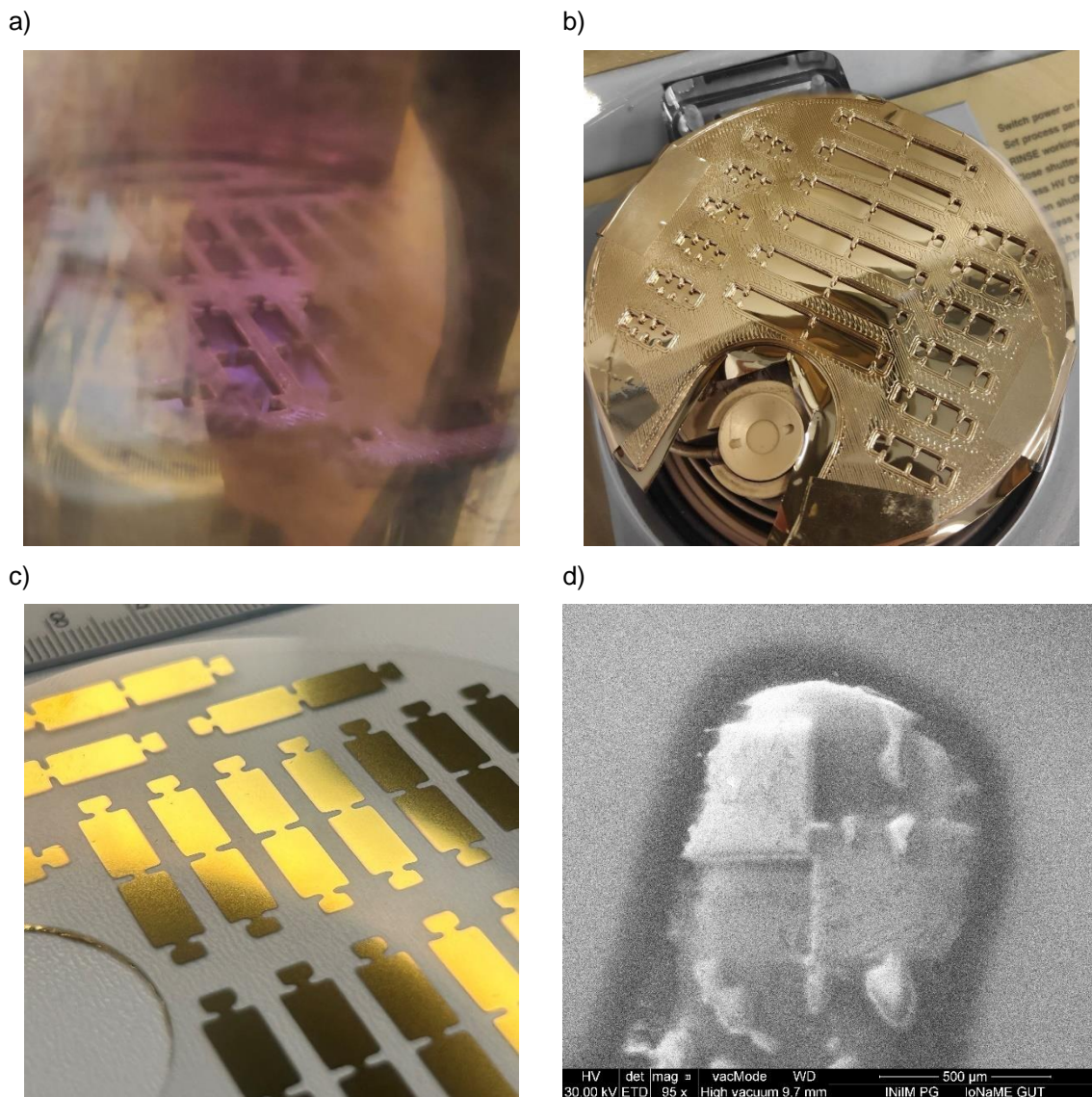
W rozprawie, po uwzględnieniu wszelkich czynników dotyczących technologii elektrod w elektrostatycznych siłownikach, zdecydowano się na wykorzystanie metody napyłania próżniowego. Z uwagi na dostęp do stosownej aparatury, jako pierwsze wykonane zostały prototypowe elektrody w próżniowej napyłarce oporowej. Na powierzchnię folii PET o grubości

6 μm napyłone zostało srebro, a kształt elektrod odwzorowany został dzięki zastosowaniu masek wykonanych w technologii druku 3D (rys. 5.10a). Metoda ta wykazuje stosunkowo niską energię napyłanego metalu, co wraz z czystością i polaryzacją podłoża znacząco obniża siłę przylegania. Zjawisko to było uwidocznione do tego stopnia, że napyłone elektrody ulegały zniszczeniu po ich jednokrotnym przetarciu (bez użycia nadmiernych sił) chusteczką bezpyłową (rys. 5.10b).



Rys. 5.10. Dokładność wykonania elektrod metodą napyłania próżniowego srebra: a) elektrody bezpośrednio po napyleniu, b) elektrody po jednorazowym potarciu

Docelowe elektrody wykorzystywane w pracy doktorskiej wykonane zostały z użyciem napyłarki magnetronej (rys. 5.11). Technika ta gwarantuje wysoką energię wytrączanych cząsteczek metalu, które nie tylko osiadają na powierzchni folii, lecz minimalnie wchodzą w jej wierzchnią warstwę, tym samym zapewniając trwałe mechaniczne połączenie. Do ich wykonania zastosowano maski z wydruków 3D o grubości 1 mm – pozwoliło to uniknąć efektu cienia (nierównomiernego napylenia) przy brzegach elektrod na zewnętrznym obwodzie obszaru roboczego. Na każdy prototyp napyłone zostało złoto o grubości 100 nm. Grubość ta gwarantuje stabilność złota pod kątem zjawisk kwantowych (pojawiających się poniżej 20 nm) oraz nie wprowadza znaczącej sztywności w kontekście pogorszenia właściwości mechanicznych.



Rys. 5.11. Złote elektrody napyłane magnetronowo: a) proces napyłania, b) maski z kształtem elektrod, c) napyłone elektrody, d) ostrość brzegów naniesionej warstwy przewodnika

5.3. Testy elektryczne materiałów

Oba materiały, z których budowane są siłowniki elektrostatyczne, poddane zostały próbom wytrzymałości elektrycznej. Na stanowisku składającym się z dwóch elektrod – jednej płaskiej i drugiej walcowej, umieszczane między nimi były próbki materiałów. Ze względu na wykorzystywanie bardzo cienkich materiałów konieczne było zapewnienie jak najłżejszej elektrody dociskającej. Podczas testów kalibracyjnych wykazano, że ciężka elektroda uszkadzała badany materiał zanieczyszczeniami osiadającymi w trakcie przygotowań i tym samym fałszując wyniki. Docelowe stanowisko zaprezentowano na rys. 5.12.

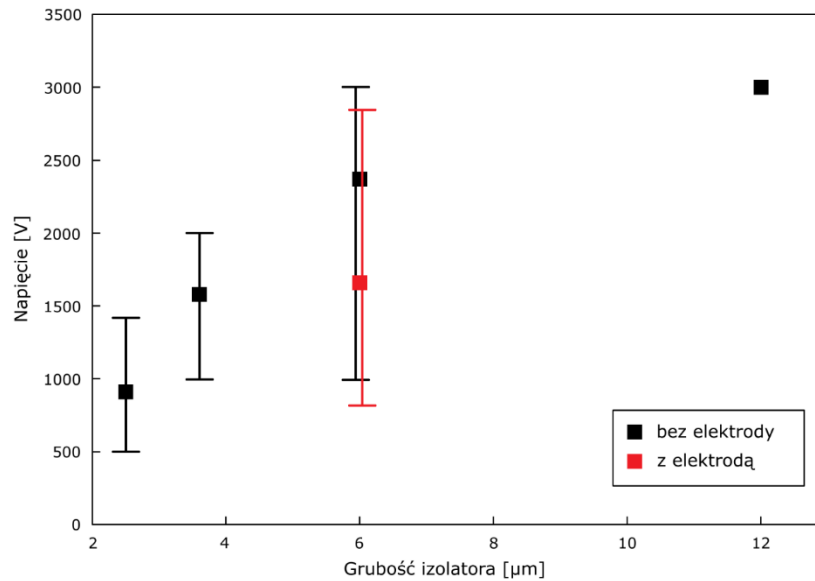


Rys. 5.12. Stanowisko do badania wytrzymałości elektrycznej

W ramach testów przewidziano procedurę postępowania, składającą się z następująco zdefiniowanych kroków:

- dla każdego rodzaju materiału badane było 10 próbek,
- badanie każdej próbki polegało na stopniowym zwiększaniu napięcia na zasilaczu wysokonapięciowym z rozdzielczością 100 V,
- każda zmiana napięcia następowała po czasie 1 minuty, celem uwzględnienia polaryzacji elektrycznej materiału,
- każda następna próbka umieszczana była na dolnej elektrodzie w miejscu, w którym nie nastąpiło wcześniej przebicie, a tym samym naruszenie powierzchni elektrody pomiarowej.

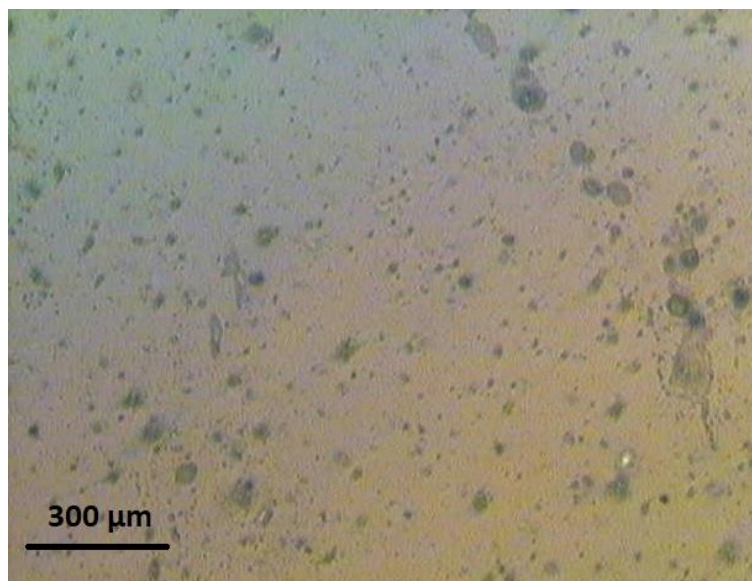
Dla przeprowadzonych testów wyniki przedstawiono na rys. 5.13. Średnie wytrzymałości elektryczne dla folii PET o grubości 2,5 μm , 3,6 μm , i 6 μm wyniosły odpowiednio 910 V, 1580 V i 2370 V. Informacje te są zbieżne z kartą katalogową produktu, zaś rozrzut wyników spowodowany jest zarówno zanieczyszczeniami na powierzchni materiału jak i jakością samego izolatora. Grubości 12 μm , 23 μm i 36 μm zostały pominięte ze względu na wytrzymałość elektryczną przekraczającą 3 kV – napięcie to jest najwyższym dostępnym, jakim dysponowano, z uwagi na posiadaną aparaturę badawczą. Dodatkowo przeprowadzone zostały testy wpływu procesu napyłania próżniowego na wytrzymałość elektryczną materiału. W przypadku powierzchni pokrytych złotem dostrzegalne jest pogorszenie wytrzymałości elektrycznej, której średnia wartość spadła z 2370 V przed napyleniem, do 1660 V po napyleniu.



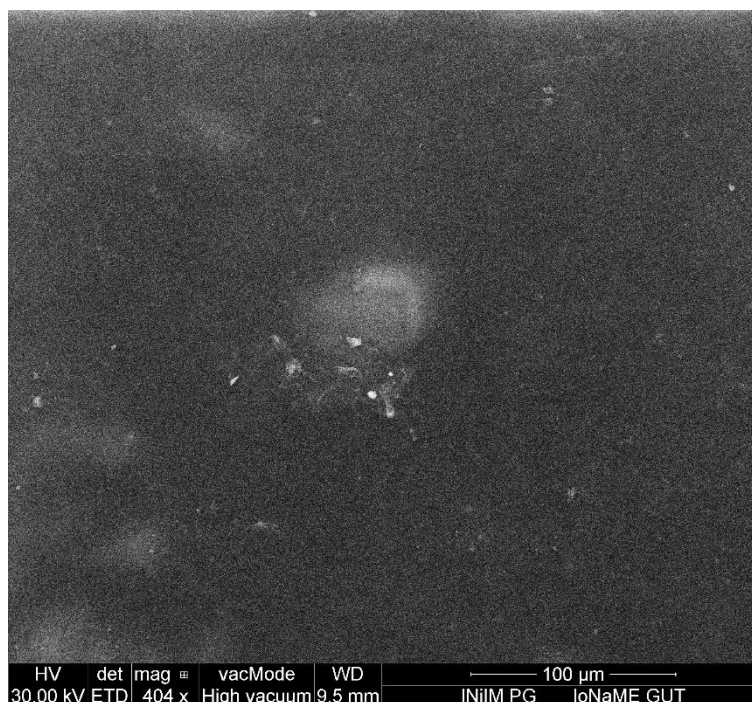
Rys. 5.13. Statystyki wytrzymałości elektrycznej folii PET o różnych grubościach

Głównym czynnikiem odpowiedzialnym za przedstawiony spadek wytrzymałości elektrycznej są mikro-pory w polimerze (rys. 5.14). Na skutek uwolnienia powietrza z materiału w próżni średnia grubość maleje, a tym samym maleje napięcie przebicia. Ponadto, powstałe dziury pokrywane są dodatkowo warstwą przewodnika co nasila ten efekt, szczególnie w przypadku napyłania magnetronowego gdzie materiał jest dodatkowo penetrowany przez cząsteczki o dużej energii. Zjawisko to będzie odgrywać coraz większe znaczenie, im większy stosunek średnicy uwieszonego powietrza do grubości materiału. W konsekwencji, w tym przypadku, obserwowane są zmiany właściwości mechaniczno-elektrycznych.

a)



b)



Rys. 5.14. Mikro-pory folii PET o grubości 6 μm : a) ujęcie z mikroskopu optycznego, b) pojedynczy por uchwycony przez mikroskop elektronowy

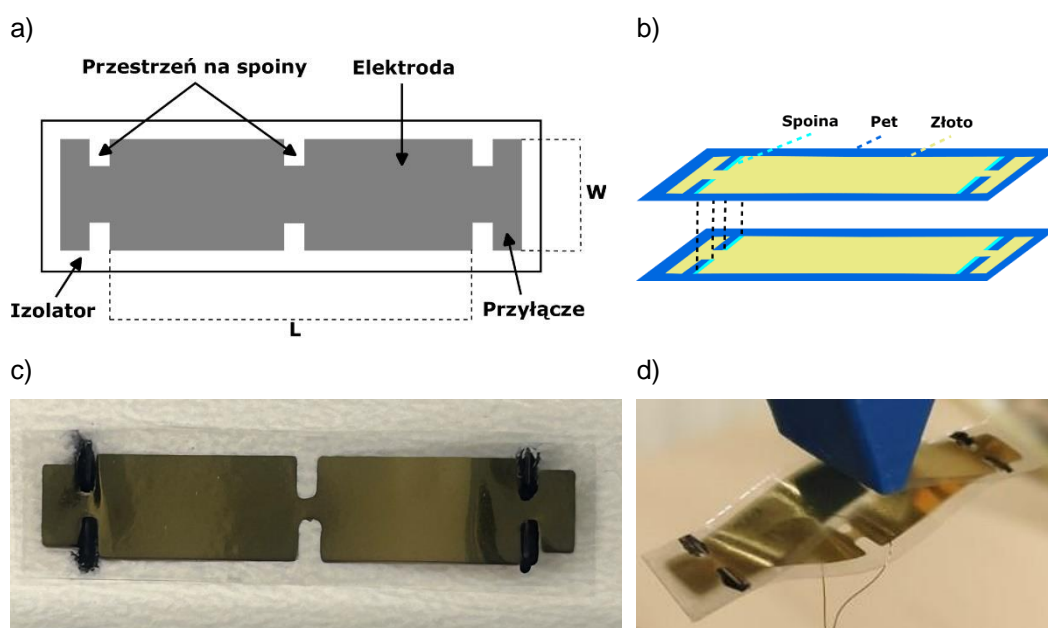
5.4. Technologia i materiały konstrukcyjne wykorzystane do budowy prototypów

Uwzględniając wnioski i doświadczenie z przeprowadzonych testów poszczególnych składowych elementów i technik wytwarzania elastycznych siłowników elektrostatycznych przyjęto ostateczne założenia dotyczące jednostek konstruowanych na potrzeby rozprawy doktorskiej (rys. 5.15).

Materiały użyte do budowy siłowników to folia PET o grubościach 6 μm , 12 μm , 23 μm i 36 μm . Folie o grubościach 2 μm i 3 μm , ze względu na łatwość ich uszkodzenia już na etapie wycinania i pozycjonowania przy napyłaniu, zdecydowano pominąć. Na wymienione folie nanoszono elektrody ze złota o grubości 100 nm z wykorzystaniem napyłania magne-ronowego.

Kształt elektrod został zapewniony poprzez nałożenie masek z poliaktydu PLA (ang. *polyactic acid*) wydrukowanych na drukarce 3D przed napyleniem. Bez względu na wymiary geometryczne można wyszczególnić kluczowe elementy definiujące kształt i parametry elektrody:

- prostokątny kształt,
- przewężenia na skrajach przeznaczone do łączenia dwóch warstw tworzących pojedyncze ogniwo,
- przewężenie na środku siłownika przeznaczone do łączenia ogniw szeregowo,
- długość siłownika zdefiniowana poprzez odległość między skrajnymi przewężeniami,
- szerokość siłownika zdefiniowana poprzez szerokość elektrody,
- szerokie zakończenia siłownika przeznaczone do podłączenia przewodów zasilających.

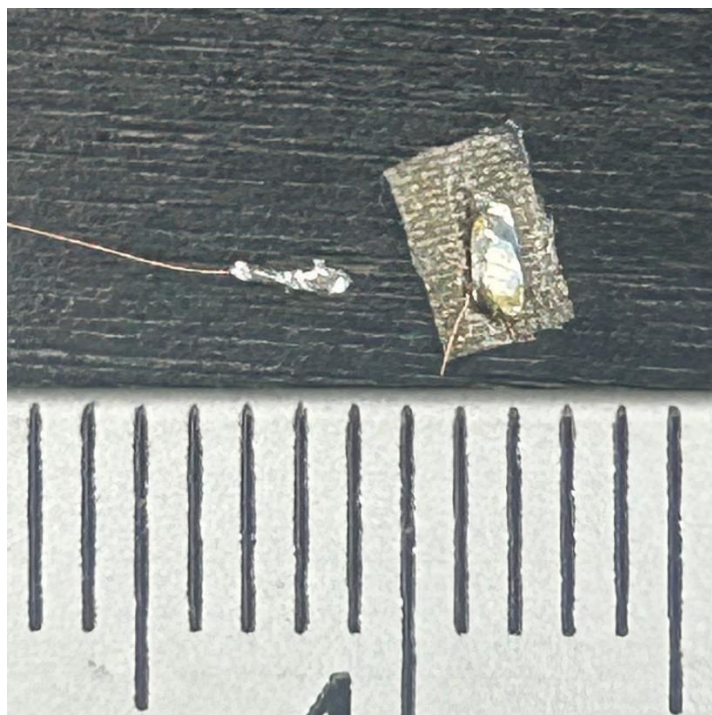


Rys. 5.15. Konstrukcja siłownika elektrostatycznego zbudowanego na potrzeby rozprawy doktorskiej: a) obrona geometria, b) przyjęta struktura kompozytowa, c) prototyp widok z góry, d) warstwy prototypu

Pojedynczy siłownik/ogniwo elektrostatyczne składa się z dwóch warstw folii izolującej, z napyłonymi jednostronnie elektrodami, połączonych na brzegach poprzez zgrzewanie laserem. Każdy z siłowników bez względu na kształt i grubość warstw został przycięty w ten sposób, że na każdym boku pozostawiono po 1 mm zapasu izolatora od elektrody. Rozwiązanie to ma zapobiegać powstawaniu łuku elektrycznego w powietrzu (jest to również powszechny problem w przywoływanej literaturze [40–42] i zaobserwowany w powyższych badaniach własnych), a stała odległość zapewnia tą samą stałą składową w charakterystykach mechanicznych.

Napięcie zasilające dostarczone jest drutem nawojowym o średnicy 0,01 mm przyklejonym taśmą elektroprowadzącą do powierzchni elektrody (rys. 5.16). Zaistniała niska przewodność wymagała zalutowania niewielkiej ilości drutu na jego końcu w celu zwiększenia

powierzchni kontaktu drut-elektroda. Rozwiązanie to gwarantuje stabilne połączenie o stałej rezystancji nie przekraczającej 1 Ω .



Rys. 5.16. Miniaturowe przyłącza elektryczne

6. TESTY ELASTYCZNYCH SIŁOWNIKÓW ELEKTROSTATYCZNYCH

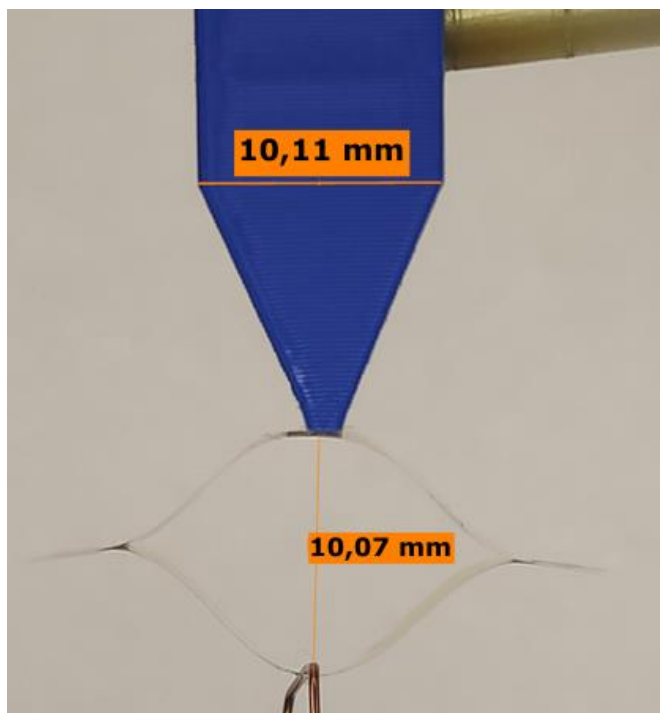
Wykonane prototypy poddano serii testów określających ich parametry mechaniczne, elektryczne oraz parametry pracy. Bazując na dotychczasowej literaturze wyselekcjonowano zestaw właściwości poddanych badaniom i ocenie. Część z nich, dokumentowana w innych pracach naukowych, pozwoliła na porównanie i rzetelną ocenę technologii prezentowanych elastycznych siłowników elektrostatycznych. W ramach pracy doktorskiej udokumentowany i opisany został również szereg cech dotychczas nieporuszanych w literaturze przedmiotu, a który wnosi istotną wiedzę do dziedziny o potencjale i aplikowalności mięśni elektrostatycznych. Niniejszy rozdział podzielony został na części dotyczące charakterystyk mechanicznych, testów zmęczeniowych oraz pracy pod napięciem.

6.1. Charakterystyki mechaniczne siłowników

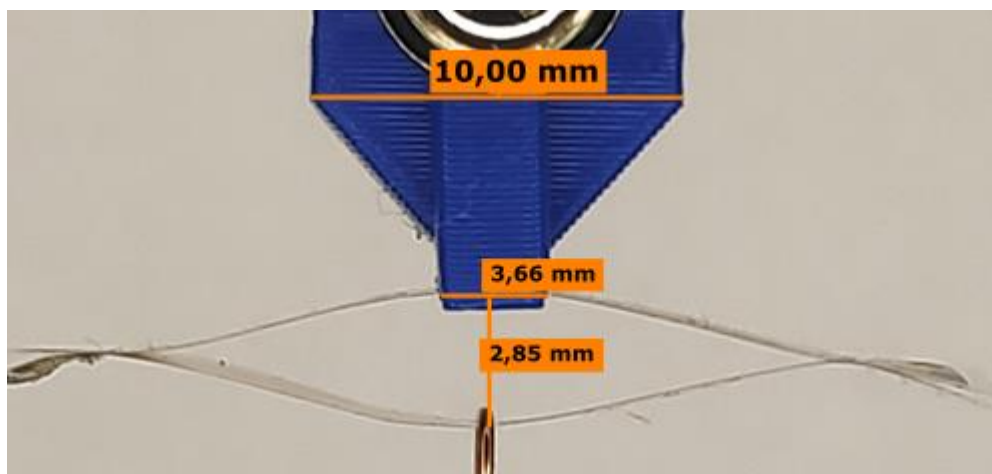
Pierwszym etapem testów siłowników elektrostatycznych skonstruowanych w ramach pracy doktorskiej jest określenie ich właściwości mechanicznych. Wyznaczenie charakterystyk siła – odkształcenie ma na celu dostarczenia podstawowych informacji na temat sprężystości jednostek. Ich analiza pozwala nie tylko zrozumieć zachowanie pojedynczych warstw kompozytu, lecz także określić jakość wykonanych spoin.

Wyznaczenie charakterystyk przeprowadzone zostało na stanowisku z dwoma chwytakami – pneumatycznym przeznaczonym dla małych ciężarów i zaciskowym dedykowanym większym odkształceniom siłowników (rys. 6.1). Każdy z prototypów odkształcony został do minimum 80% swojego maksymalnego zakresu ruchu. Odległość między elektrodami siłownika rejestrowana była na podstawie zdjęć, po czym odczyt wartości przeprowadzany był w programie Kinovea dedykowanym do analizy ruchu na bazie zdjęć/filmów. Badania podzielone zostały ze względu na długość/szerokość siłownika i grubość zastosowanej warstwy izolatora.

a)

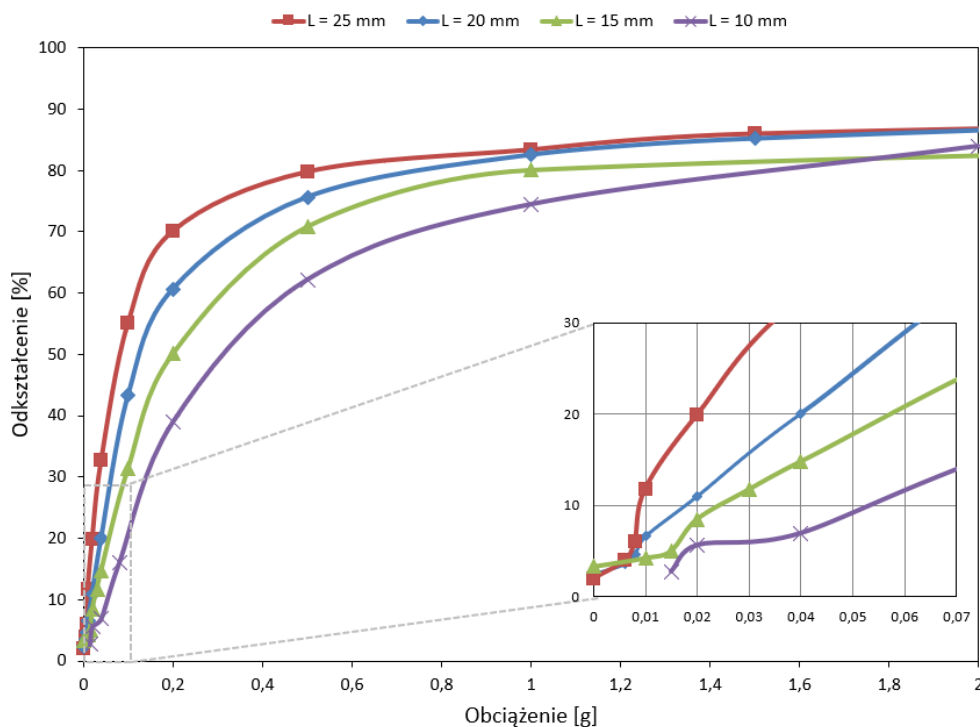


b)



Rys. 6.1. Rodzaje chwytaków wykorzystywanych w testach prototypów siłowników: a) pneumatyczny, b) zaciskowy

Na rys. 6.2 przedstawiono charakterystyki dla siłowników o długościach 10 mm, 15 mm, 20 mm i 25 mm oraz stałej grubości 12 μm i szerokości 5 mm. Zgodnie z założeniami teoretycznymi oraz przeprowadzonymi symulacjami krótsze siłowniki wykazywały znacznie większą sztywność. Aproxymowane granice sprężystości, osiągnięte dla obciążenia 0,2 g, zaczynając od najkrótszego wyniosły odpowiednio 39%, 50%, 61% i 70%. Po przekroczeniu tych wartości siłowniki po odjęciu siły obciążającej nie wracały do pozycji zerowej, a wraz z kolejnymi próbami odległość ta rosła.



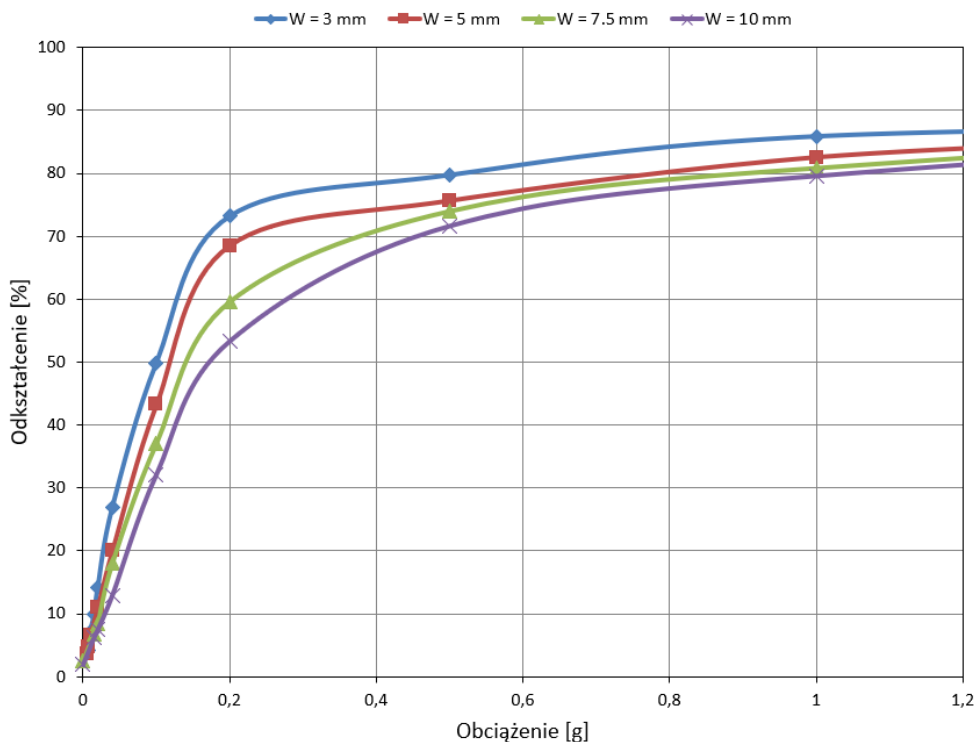
Rys. 6.2. Charakterystyki mechaniczne prototypów o różnych długościach

Szczególnie istotne są wyniki dla obciążenia poniżej 0,05 g i odkształceń poniżej 20%, gdzie widoczna jest charakterystyczna nieliniowość każdego z przebiegów. Stwierdzono, po dokładniejszej analizie obejmującej zarówno pozostałe testy mechaniczne, testy pracy pod napięciem jak i dokładność wykonanych spoin, że kształt ten wynika bezpośrednio z jakości połączeń warstw siłownika. Na rys. 6.3 zaznaczone zostały zarówno teoretyczne miejsca łączeń jak i rzeczywiste zgrzewy. Na ich podstawie zauważyć można, że zbudowany siłownik zamiast jednorodnej struktury kompozytu polimer-metal, na swoich krańcach posiada wąskie fragmenty w znacznej części niepokryte warstwą złota. Fakt ten jest powodem niejednorodnej sztywności, obserwowalnej na przedstawionych charakterystykach. Ponadto, niesymetryczność spoin powoduje nierównomierny rozkład obciążenia, a tym samym pogorszenie osiągnięć siłownika – tym większe im większa niesymetryczność. Efekt ten jest silnie zauważalny podczas pracy siłowników elektrostatycznych, co zostało wskazane w kolejnych podrozdziałach.



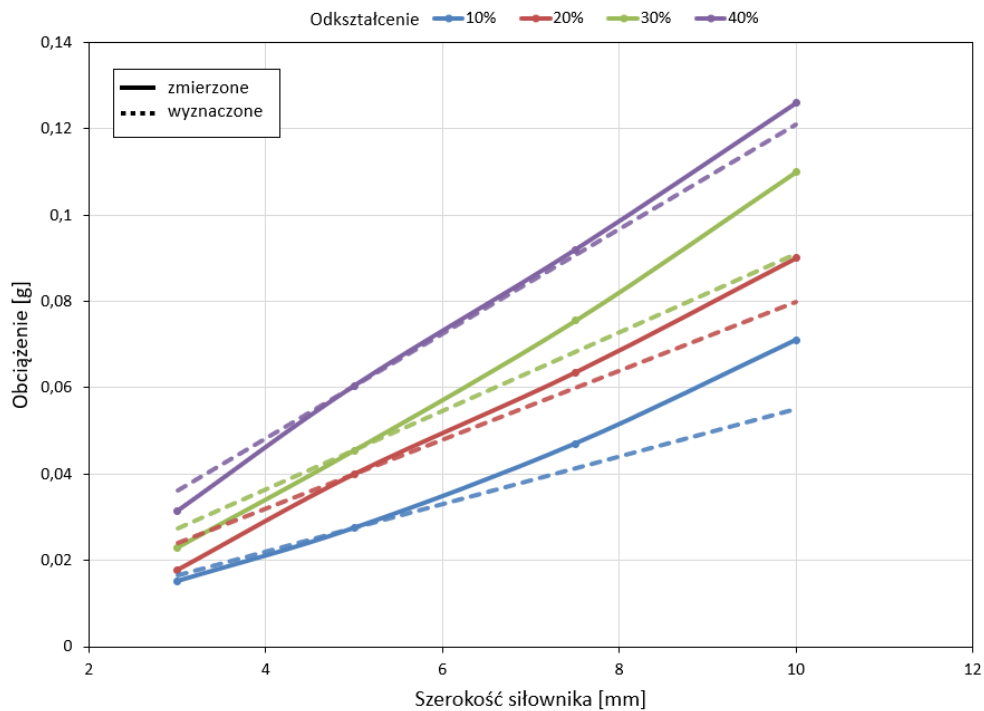
Rys. 6.3. Niesymetryczność spoin na brzegach siłownika

W następnym kroku weryfikacji poddano dokładność wykonanych siłowników na bazie testów jednostek o różnych szerokościach elektrody. Ze względu na precyzję wydruków 3D najmniejsza akceptowalna szerokość siłownika wyniosła 3 mm, a pozostałych 5 mm, 7,5 mm i 10 mm. Ponadto, długość ogniw i grubość izolatora pozostały stałe i wyniosły odpowiednio 20 mm i 12 μm . Wyznaczone charakterystyki zostały przedstawione na rys. 6.4. W związku ze zwiększoną liczbą materiału analogicznie zwiększyła się sztywność poszczególnych siłowników. Granica sprężystości dla każdego z nich wyniosła odpowiednio 72%, 65%, 57% i 50% maksymalnego zakresu ruchu.



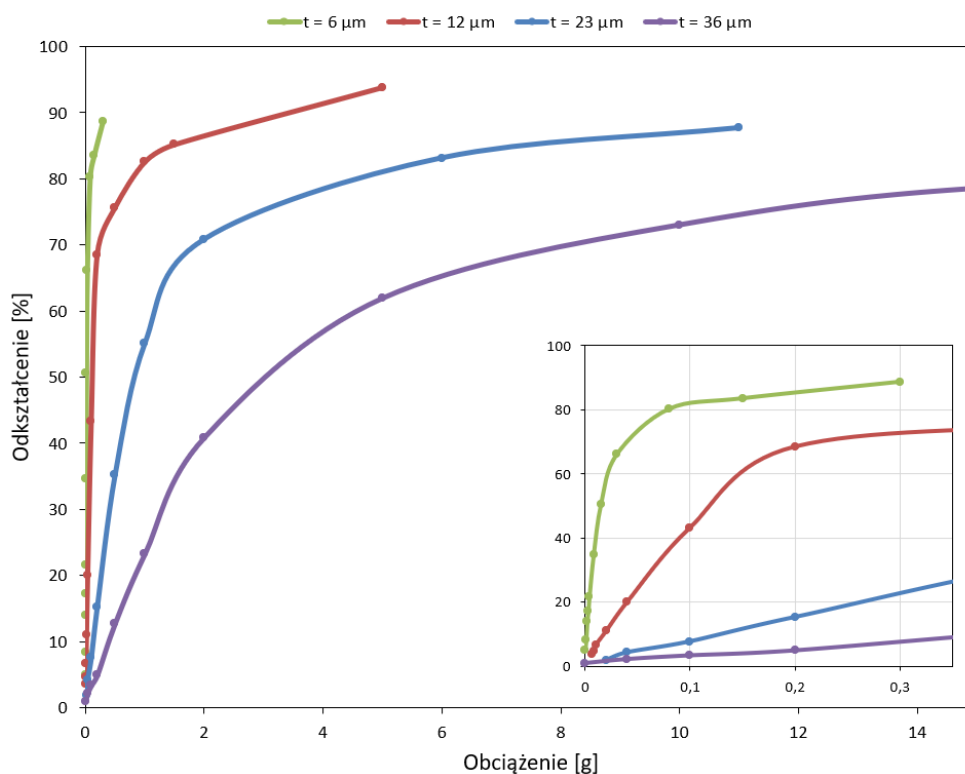
Rys. 6.4. Charakterystyki mechaniczne prototypów o różnych szerokościach

Kluczową cechą dla przeprowadzonego badania jest proporcjonalność sił potrzebnych do uzyskania konkretnego odchylenia siłownika. Biorąc pod uwagę wyniki symulacji stosunek ten powinien być stały. Na podstawie powyższych danych, sporządzono wykresy dla poszczególnych odkształceń (10%, 20%, 30% i 40%), które zostały zaznaczone na rys. 6.5 linią ciągłą. Linią przerywaną wyróżniono teoretyczne/idealne wartości obciążeń dla poszczególnych szerokości. Należy zauważyć, że dla rzeczywistych danych zachowana została proporcjonalność dla różnych szerokości (liniowy kształt wykresów). Niemniej jednak, wartość tej proporcji różni się od wyznaczonych teoretycznie, stąd obserwowalny brak pokrycia poszczególnych wykresów zmierzonych i obliczonych. Różnica ta może wynikać zarówno z zapasu materiału na bokach siłownika, niedokładności zgrzewów jak i niepewności pomiarowej.



Rys. 6.5. Charakterystyki mechaniczne prototypów o różnych szerokościach i odkształceniach wstępnych zestawione z wartościami teoretycznymi

Na ostatnim etapie badaniom statycznego odkształcenia poddane zostały siłowniki o różnej grubości warstwy izolatora (rys. 6.6). Dla jednostek o grubości izolatora 6 μm , 12 μm , 23 μm i 36 μm granice sprężystości określone zostały odpowiednio dla odkształceń 70%, 68%, 68%, 40% i dla obciążeń 0,04 g, 0,18 g, 1,6 g, 2 g. Pomimo znaczących różnic w zakresie przenoszonych sił (5000% między skrajnymi grubościami) należy podkreślić, że wyniki przeprowadzone zostały dla wspólnej długości siłownika wynoszącej 20 mm. Tym samym, stosunek grubości elektrody do jej długości nie jest stały. Zależność ta stawia możliwość optymalizacji parametrów geometrycznych pod względem pozostałych parametrów pracy. Związek ten został w szczególności poruszony w aspekcie wymaganego napięcia zasilającego w dalszej części rozdziału.



Rys. 6.6. Charakterystyki mechaniczne prototypów o różnych grubościach izolatora

6.2. Rezystancja i pojemność elektryczna siłowników

Zbudowane siłowniki elektrostatyczne poddano weryfikacji podstawowych parametrów elektrycznych. Ze względu na podatność cienkich warstw budulcowych siłownika na uszkodzenia mechaniczne, podczas pomiaru dochodziło do widocznych wgnieceń elektrody w miejscu przyłożenia sond pomiarowych. W celu wyeliminowania potencjalnych uszkodzeń materiałowych w trakcie kolejnych testów, rezystancja była mierzona z wykorzystaniem sił nie wpływających, w widoczny sposób, na powierzchnię elektrody. Tak przeprowadzone pomiary pozwoliły uzyskać stabilne wyniki o średniej wartości rezystancji $8,1 \Omega$ przy błędzie względnym rzędu $\sim 3\%$. Pomimo, że wartość ta jest większa niż teoretyczna dla przewodnika ze złota, to z uwagi na wysoką powtarzalność wyników i wykluczenie uszkodzeń mechanicznych przyjęto wynik ten za wzorcowy.

Dla siłowników o wybranych geometriach przeprowadzone zostały także pomiary pojemności. W tym celu wykorzystano miernik LCR 4080 umożliwiający pomiar na poziomie pikofaradów. W tabeli 6.1 przedstawiono zarówno wyniki obliczone na podstawie parametrów geometrycznych i materiałowych, jak i rzeczywiste pomiary. Przenikalność próżni przyjęto jako $8,85 \cdot 10^{-12} \text{ Fm}^{-1}$, a współczynnik względnej przenikalności dla posiadanej folii PET równy 2,6. Porównując zebrane wartości zauważyć można, że osiągają ten sam rząd wielkości mieszczący się w przedziale od kilkudziesięciu do kilkuset pikofaradów. Rozbieżności wyników dla poszczególnych konfiguracji spowodowana może być przez zmienne materiałowe i procesowe. Naprężenia na brzegach spoin, powstające w procesie zgrzewania, powodują niewielkie unoszenie się górnej warstwy na obu końcach siłownika. Ponadto, trzeba uwzględnić dokładność danych materiałowych dotyczących ich grubości oraz nierównomiernej struktury –

wgłębienia wypełnione powietrzem obniżają rzeczywistą pojemność. Obserwacja ta jest szczególnie istotna w dziedzinie generowanych sił elektrostatycznych, które zgodnie z powyższymi wnioskami również ulegają zmniejszeniu.

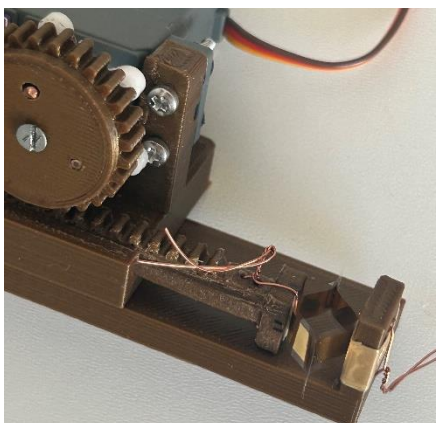
Tabela 6.1. Zestawienie pojemności siłowników o różnych konfiguracjach

Wymiary siłownika	20 x 5 x 12	20 x 5 x 36	20 x 5 x 6	10 x 5 x 12	20 x 10 x 12
Pojemność teoretyczna [pF]	192	64	384	96	384
Pojemność rzeczywista [pF]	127	73	209	73	234

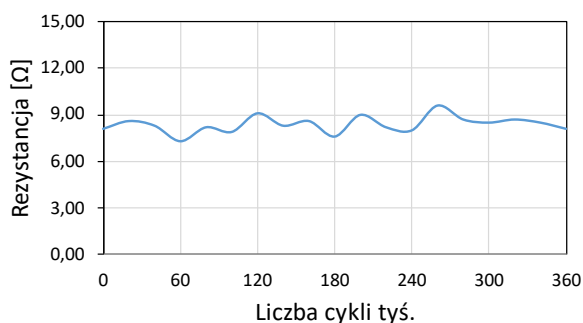
6.3. Testy zmęczeniowe siłowników

W celu weryfikacji żywotności siłowników zbudowanych z technologią prezentowaną w pracy doktorskiej wybrany model poddano dedykowanemu testowi. W ramach niego bazowy siłownik, o wymiarach 20 x 5 mm i grubości izolatora 12 μm , został umieszczony w specjalnie przygotowanym mechanizmie umożliwiającym cykliczne rozciąganie do zadanego odkształcenia (rys. 6.7a). Uwzględniając charakterystykę mechaniczną dla danej grubości a także w celu pokrycia jak największego zakresu ruchu zdecydowano testowany model rozciągać do 50% jego maksymalnego ugięcia. Mięsień przed przystąpieniem do testu żywotności posiadał rezystancję 8,1 Ω . Rezystancja ta pozostała niezmienna po wykonaniu łącznie 360 tys. cykli, a średnia wartość z pomiarów wykonywanych co 20 tys. cykli wyniosła 8,38 Ω (rys. 6.7b). Minimalne odchyłki spowodowane są utrudnionym wykonaniem pomiaru siłownika umieszczonego w mechanizmie. Stała wartość rezystancji wskazuje na brak uszkodzeń mechanicznych powłoki elektrody, co dodatkowo potwierdzono wykonując zdjęcia mikroskopem elektronowym (Nano SEM 650) miejsc najbardziej podatnych na uszkodzenie, tj. przewężeń elektrod (rys. 6.7c i rys. 6.7d).

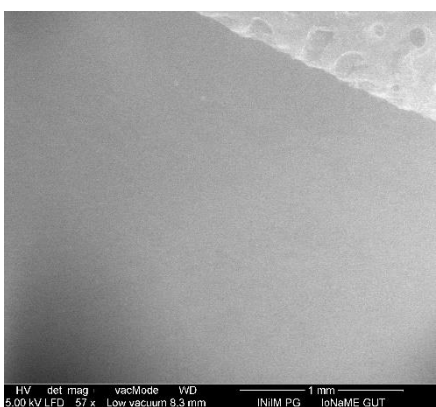
a)



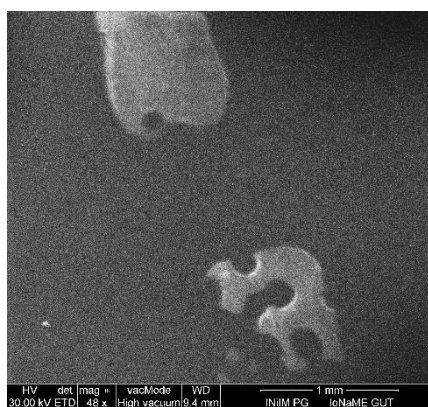
b)



c)



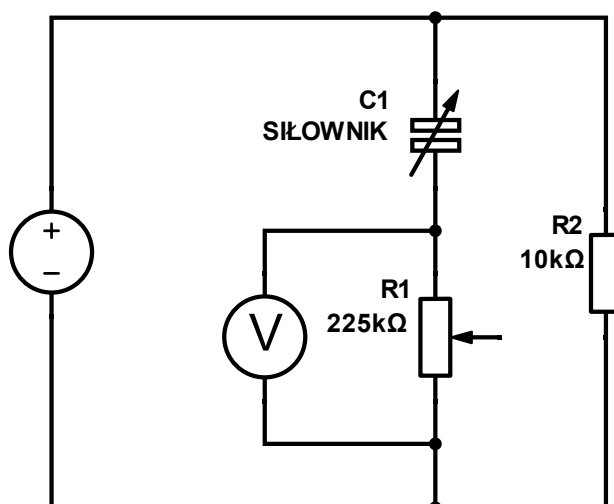
d)



Rys. 6.7. Aparatura i wyniki testów żywotności prototypów: a) mechanizm symulujący mechaniczny ruch siłownika, b) zmiana rezystancji elektrody w zależności od wykonanych cykli, c) powierzchnia elektrody w jednym ze zginanych miejsc d) powierzchnia elektrody w najwrażliwszym zwężeniu przy brzegu siłownika

6.4. Testy elektryczne siłowników

Kluczowe w kontekście funkcjonalności siłowników elektrostatycznych są parametry pracy w trakcie działania sił elektrycznych. Zakres przenoszonych obciążeń, wymaganego napięcia zasilającego oraz stabilnego ruchu jednoznacznie definiują użyteczność i zakres potencjalnych zastosowań. Do analiz wybranych parametrów wykorzystano stanowisko z chwytakiem pneumatycznym. W celu rejestracji parametrów elektrycznych każdy siłownik podłączany był do układu przedstawionego na rys. 6.8. Źródłem napięcia stałego jest programowalny zasilacz laboratoryjny EA-PSI 9750-04 2U firmy EA Elektro-Automatik o maksymalnym napięciu wyjściowym 750 V i prądzie 4 A. Ze względu na moc zasilacza, konieczne było dodanie obciążenia do układu (rezystor $R_2 = 10 \text{ k}\Omega/20 \text{ W}$), bez którego czas ustalenia zadanego napięcia przekraczał pojedyncze sekundy. W celu pomiaru prądu, niezbędnego do uniesienia siłownika, szeregowo podłączony został potencjometr R_1 o nominalnej wartości 225 k Ω . Spadek napięcia na rezystorze mierzony był z wykorzystaniem oscyloskopu Tektronix DPO 4104 oraz sondy różnicowej, co umożliwiło rejestrację przebiegów prądowych rzędu nanoamperów. Badany siłownik oznaczony został jako kondensator C_1 o zmiennej pojemności, ze względu na nieliniowy charakter działania.



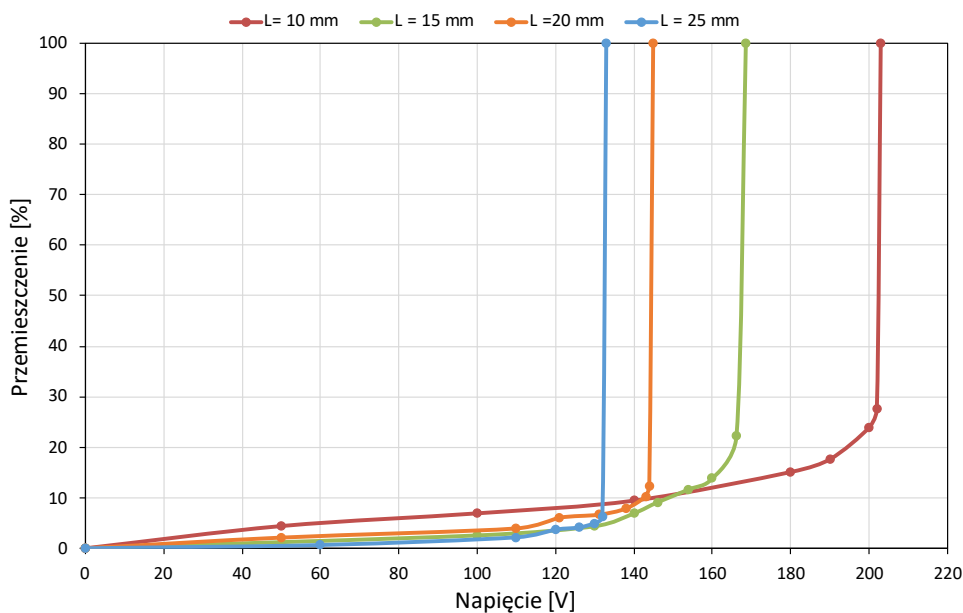
Rys. 6.8. Schemat elektryczny układu pomiarowego

Przeprowadzone eksperymenty podzielone zostały na części obejmujące: wyznaczenie charakterystyk napięciowych dla statycznego obciążenia oraz testy dynamiki dla funkcji skokowej napięcia zasilającego i rejestrację przebiegów dla funkcji prostokątnych i sinusoidalnych. Z uwagi na niskie wartości pobieranego prądu przez siłownik oraz zakres szumów układu i otoczenia możliwa była jedynie rejestracja przebiegów prądowych dla testów, w których na siłownik podawane było skokowo napięcie umożliwiające jego pełną kontrakcję.

6.4.1. Charakterystyki napięciowe siłowników

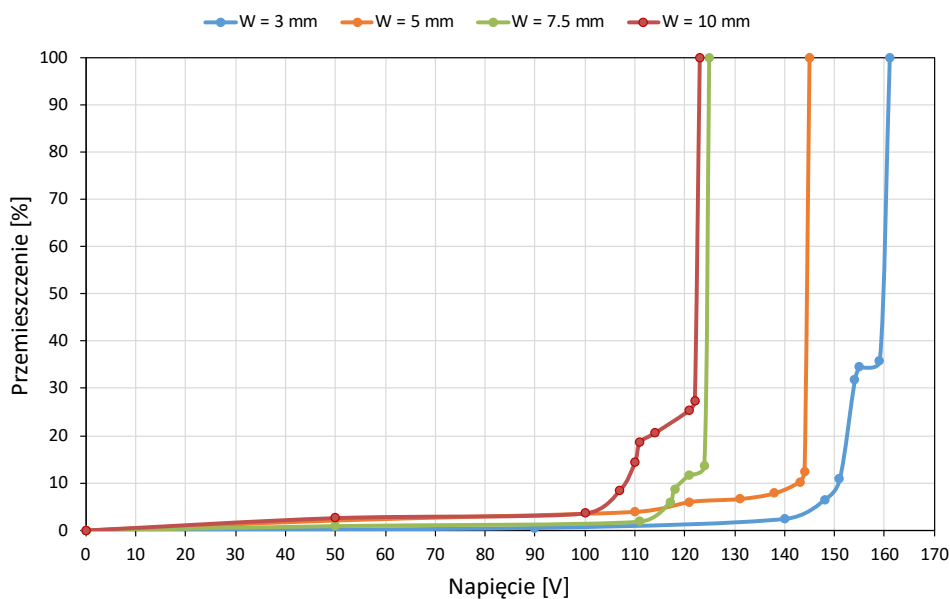
Pierwszym parametrem geometrycznym wpływającym na osiągi mięśni elektrostatycznych jest ich długość. Siłowniki o długościach 10 mm, 15 mm, 20 mm i 25 mm zostały obciążone tak, że każdy z nich odkształcił się do 15% zakresu ruchu. Należy zaznaczyć, że wartości te różnią się i wynoszą odpowiednio 1,5 mm, 2,25 mm, 3 mm i 3,75 mm. Napięcie zasilające dla każdego z nich było stopniowo zwiększane od 0 V, aż do osiągnięcia napięcia pull-in, dla którego następuje gwałtowne ściągnięcie się elektrod (rys. 6.9). Dla poszczególnych jednostek napięcie to wyniosło odpowiednio 203 V, 169 V, 145 V i 133 V. Potwierdzają to obserwacje innych zespołów badawczych oraz wyniki przeprowadzonych symulacji, że wraz ze zmniejszeniem długości zwiększa się sztywność siłownika. Niesie to za sobą konieczność użycia większych sił obciążających, a tym samym większych sił elektrostatycznych, które mają im przeciwdziałać.

Istotnym aspektem prezentowanych wyników jest zakres stabilnej pracy, który wzrasta wraz ze wzrostem sztywności siłownika. Dla rosnących długości ogniw zakres stabilnej pracy wyniósł odpowiednio 28%, 22%, 12% i 6%, co tym samym potwierdza oryginalne wyniki symulacyjne przewidujące obserwowalny trend.



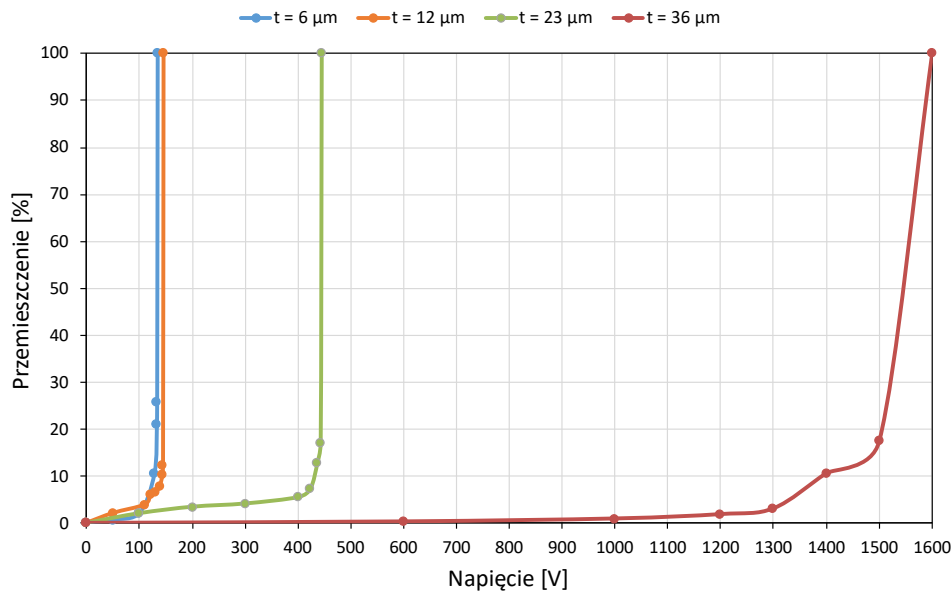
Rys. 6.9. Charakterystyki napięciowe dla siłowników o różnych długościach

Kolejną badaną cechą siłowników elektrostatycznych był wpływ szerokości na charakterystyki napięciowe. Testom poddane zostały jednostki o szerokościach 3 mm, 5 mm, 7,5 mm i 10 mm, a wyniki zaprezentowane zostały na rys. 6.10. Dla tych szerokości odnotowano napięcia graniczne o wartościach odpowiednio 161 V, 145 V, 125 V i 123 V. Rezultat ten odbiega od wyników symulacji według których bez względu na szerokość siłownika graniczne napięcie pull-in powinno być takie samo. Powodów takiej obserwacji należy doszukiwać się w rozbieżności między uproszczeniami modeli matematycznych, a rzeczywistymi obiektami. W symulacjach numerycznych założono występowanie naprężeń wyłącznie w kierunku wzdłużnym siłownika, które w prawdziwych obiektach mogą pojawić się z różnych przyczyn. Podczas procesu napyłania oraz zgrzewania zauważono występowanie dodatkowych naprężeń, które powodowały minimalne zwijanie się warstw tworzących siłownik w kierunku jego szerokości. Głównym czynnikiem za to odpowiedzialnym są naprężenia izolatora będące pozostałością procesu produkcji, a konkretnie procesu walcowania. Efekt ten jest uwidoczniiony przez przyjętą procedurę wycinania docelowych warstw siłownika z napyłonymi elektrodami, w której przyjęto 1 mm zapasu czystego izolatora z każdej strony w celu zabezpieczenia przed przepięciem w powietrzu. Z tego względu, dla węższych siłowników stosunek powierzchni pokrytej metalem, do całkowitej powierzchni izolatora maleje (zaczynając od najszerszego wynoszą one 83%, 79%, 71% i 60%) i tym samym może potęgować to działanie naprężeń materiałów.



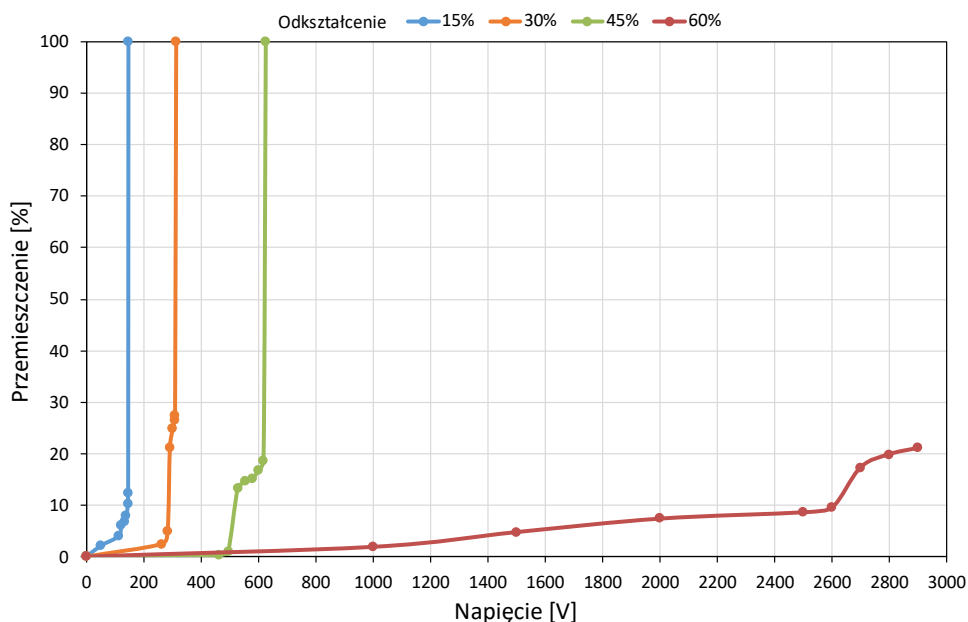
Rys. 6.10. Charakterystyki napięciowe dla siłowników o różnych szerokościach

Kluczowym parametrem siłowników elektrostatycznych jest grubość warstwy izolatora, której wytrzymałość elektryczna bezpośrednio ogranicza możliwość optymalizacji pozostałych parametrów. Siłowniki o grubościach $6\ \mu\text{m}$, $12\ \mu\text{m}$, $23\ \mu\text{m}$ i $36\ \mu\text{m}$ oraz stałych pozostałych wymiarach ($20 \times 5\ \text{mm}$) zachowują się zgodnie z założeniami – wraz ze wzrostem grubości wzrasta sztywność, a tym samym wymagane napięcie elektryczne. Na rys. 6.11 zauważyć można wykładniczy wzrost napięcia granicznego dla rosnących wartości grubości izolatora, którego wartość wyniosła odpowiednio $134\ \text{V}$, $145\ \text{V}$, $444\ \text{V}$ i $1600\ \text{V}$. Dokładna wartość ostatniego z nich nie była możliwa do ustalenia ze względu na ograniczenia sprzętowe – wykorzystany zasilacz pomocniczy umożliwił sterowanie napięciem z rozdzielczością $100\ \text{V}$. Podobnie jak w przypadku siłowników o różnej długości również tutaj dostrzegalne jest zwiększenie zakresu stabilnej pracy dla jednostek o większej sztywności. Niewielkim odstępstwem wyróżnia się prototyp o grubości $6\ \mu\text{m}$, który zarówno jest zbliżony napięciem granicznym oraz przewyższa zakresem ruchu mięsień o grubości $12\ \mu\text{m}$. Różnica ta wynika bezpośrednio ze sztywności materiału, która dla zastosowanej długości elektrody $20\ \text{mm}$ była na tyle niska, że badany prototyp pod wpływem przyłączy elektrycznych i naprężeń przewodów zasilających odkształcał się do 50% swojego maksymalnego zakresu ruchu. Niemniej jednak, pomimo tak dużej różnicy w początkowym odkształceniu względem pozostałych modeli, siłownik ten odnotował najmniejsze napięcie dynamicznego podciągnięcia. Świadczy to o możliwości uzyskania jeszcze niższego napięcia dla tego samego siłownika, odkształconego do mniejszych wartości.



Rys. 6.11. Charakterystyki napięciowe dla siłowników o różnych grubościach izolatora

Ostatnim sprawdzanym parametrem mającym wpływ na pracę siłownika elektrostatycznego było jego początkowe odchylenie (rys. 6.12). Mięśnie o wymiarach 20 x 5 mm i grubości izolatora 12 μm odkształcone zostały do wartości 15%, 30%, 45% i 60% maksymalnego zakresu ruchu. Ze względu na geometrię odgiętych siłowników wraz ze wzrostem odkształcenia maleje udział powierzchni siłownika w generowaniu wymaganych sił elektrostatycznych, co tym samym wymaga zwiększenia napięcia zasilającego. Dla kolejnych odkształceń, w celu całkowitego uniesienia mięśnia, poszczególne jednostki napędowe wymagały przyłożenia napięcia o wartościach odpowiednio 145 V, 312 V, 625 V. Jedynie dla największego odkształcenia nie udało się zweryfikować napięcia pull-in ze względu na osiągnięcie maksymalnego napięcia zasilacza tj. 2900 V. Uwzględniając wyniki poprzednich eksperymentów oraz wykonanych symulacji numerycznych można stwierdzić, że jego wartość mieści się poniżej 2000 V. Tak duże wymagane napięcie w przeprowadzonym badaniu prawdopodobnie wynika z wcześniej przytoczonych jakości zgrzewów, które mogą być do 1 mm niepokryte elektrodą. Im większe odkształcenie siłownika tym coraz mniejsza powierzchnia styku warstw siłownika. Rozdzielenie elektrod w okolicach mocniej przesuniętych zgrzewów powoduje brak bezpośredniego kontaktu elektrod, a tym samym gwałtowne zmniejszenie generowanych sił elektrostatycznych.



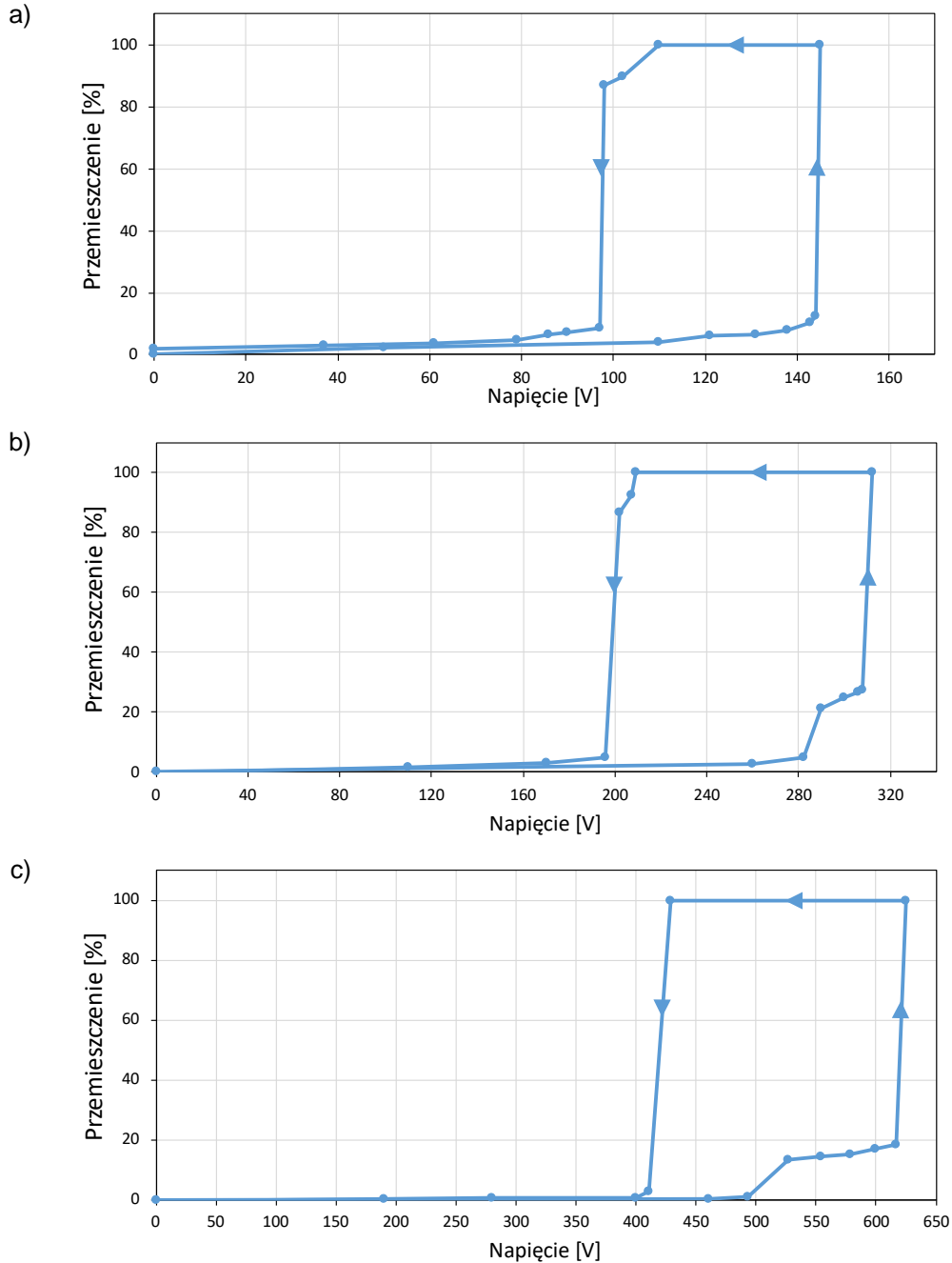
Rys. 6.12. Charakterystyki napięciowe dla siłownika o różnych odkształceniach początkowych

Wspólną cechą powyższych charakterystyk napięciowych jest wystąpienie specyficznego załamania w zakresie stabilnego ruchu (rys. 6.9 – rys. 6.12). Krzywizna ta świadczy o występowaniu dodatkowych naprężeń w siłowniku. Wyniki analiz sztywności siłowników wykazywały istnienie podobnych zjawisk, lecz dla wstępnych odkształceń poniżej 20%. Na charakterystykach napięciowych omawiane zjawisko występuje w pełnym zakresie, a więc nawet do ~40% ruchu siłownika. Przyczyny doszukiwać można się we wszystkich czynnikach wewnętrznych jak i zewnętrznych. Wliczać w to należy zarówno naprężenia wewnętrzne polimeru i niedokładność spoin, a tym samym (minimalny) brak symetrii, lecz także sztywność przewodów. Z niewymienionych dotychczas czynników należy wymienić zarówno przewężenie elektrody na środku siłownika, jak i niesymetryczny rozkład sił na powierzchni siłownika.

Wykorzystanie elastycznych siłowników elektrostatycznych jako urządzeń wykonawczych wiąże się z koniecznością ich precyzyjnego sterowania. W zależności od rodzaju sił generujących ruch roboczy należy zweryfikować potencjalne rozwiązanie pod kątem występowania opóźnień w systemie. Jednym z kluczowych czynników jest zależność układu od poprzednich stanów, określana mianem histerezy. W celu oszacowania skali zjawiska przeprowadzono testy dla siłownika o wymiarach 20 x 5 mm, grubości 12 μm i wstępnych odkształceniach 15%, 30% i 45%. Dla każdego z siłowników stopniowo zwiększano napięcie zasilające, aż do przekroczenia napięcia, dla którego zachodzi gwałtowne skurczenie mięśnia. Następnie zmniejszano napięcie zasilające aż do wartości 0 V. Wyniki zarejestrowanych przebiegów zostały przedstawione na rys. 6.13 (dodatkowo przebieg dla odkształcenia wstępnego 30% przedstawiono w dodatkowym materiale filmowym na płycie CD – FILM_1). Występowanie histerezy wiąże się bezpośrednio z działaniem sił elektrostatycznych. Napięcie wymagane do podciągnięcia danego ciężaru jest większe z uwagi na geometrię wygiętego siłownika, a tym samym jego czynną powierzchnię. Utrzymanie ściągniętego mięśnia wymaga



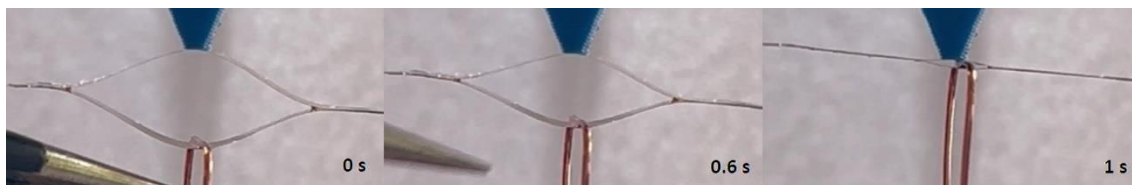
mniejszego napięcia, ponieważ siły elektrostatyczne rozłożone są na większej powierzchni i jednocześnie wymagana siła udźwigu może zostać wygenerowana dla mniejszego napięcia. Dla opisanych prototypów napięcie podtrzymujące musiało zostać zmniejszone średnio o 34% zanim doszło do ponownego opuszczenia siłownika.



Rys. 6.13. Pętle histerezy siłownika elektrostatycznego dla różnych odkształceń wstępnych: a) 15%, b) 30%, c) 45%

Observacje autorów [40], dotyczące zastosowania różnych mediów między elektrodami siłownika, skłoniły Autora rozprawy do weryfikacji zjawiska zwiększenia generowanych sił elektrostatycznych, poprzez zastosowanie płynnego dielektryka, w kontekście jednostek skonstruowanych w ramach pracy doktorskiej. W przeprowadzonym badaniu wykorzystano

siłownik o wymiarach 20 x 5 mm i grubości 12 μm . Za medium między elektrodami wykorzystano olej transformatorowy o współczynniku przenikalności dielektrycznej 2,7. Na potrzeby testu zastosowano najmniejszą możliwą (ze względu na dostępne metody) do zaaplikowania ilość dielektryka wynoszącą 100 μl . Zaobserwowano, że występujące napięcie powierzchniowe cieczy jest na tyle duże, w stosunku do sił całego mechanizmu, że powoduje ściągnięcie się elektrod bez przyłożonego napięcia (rys. 6.14 i dodatkowy materiał na płycie CD – FILM_2). Siły te pozwalały przeciwdziałać ciężarom do maksymalnej wartości 0,08 g, co odpowiadało odkształceniu siłownika na poziomie 40%.



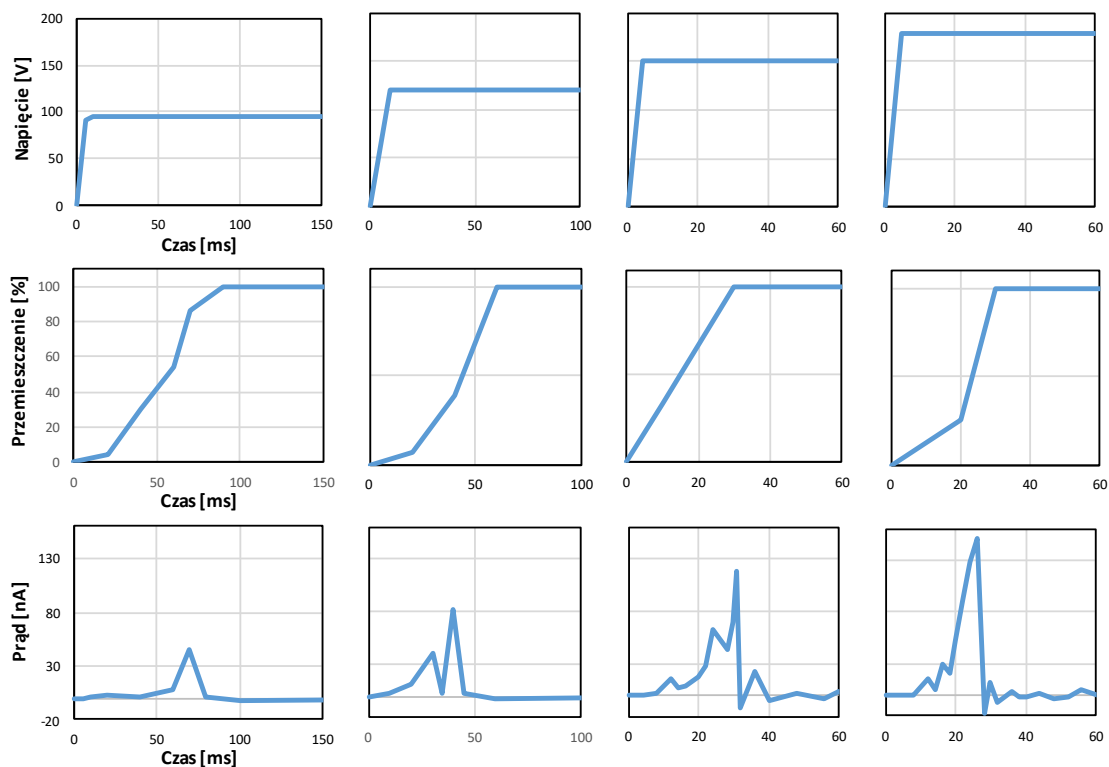
Rys. 6.14. Siłownik unoszony siłą napięcia powierzchniowego ciekłego dielektryka

Pomimo przypuszczanej poprawy własności elektrycznych mięśnia z ciekłym dielektrykiem, nie udało się doprowadzić do jego skurczu. Wielokrotne próby na kolejnych modelach o tych samych gabarytach, obciążeniach i objętościach dielektryka skutkowały minimalnym naprężeniem się siłownika bez względu na przyłożone napięcie zasilające, którego maksymalna wartość wyniosła 3 kV. Powodów obserwacji można doszukiwać się w nadmiernej ilości oleju, który przez problemy z jego aplikacją przedostawał się na sąsiednie powierzchnie, w tym na złącze elektroda-przewód, gdzie prawdopodobnie dochodziło do częściowego rozpuszczenia kleju na taśmie elektroprzewodzącej. Wnioski te potwierdziły pomiary multimetrem, w którym rezystancja pomiędzy przewodem górnej elektrody, a jej drugim końcem była nieustalona, podczas gdy sprawnie działający siłownik wykazywał stałą wartość $\sim 8 \Omega$. Różnorodne metody aplikacji dielektryka nie pomogły rozwiązać zaistniałego problemu, a tym samym zbadać wartości napięcia granicznego badanego modelu.

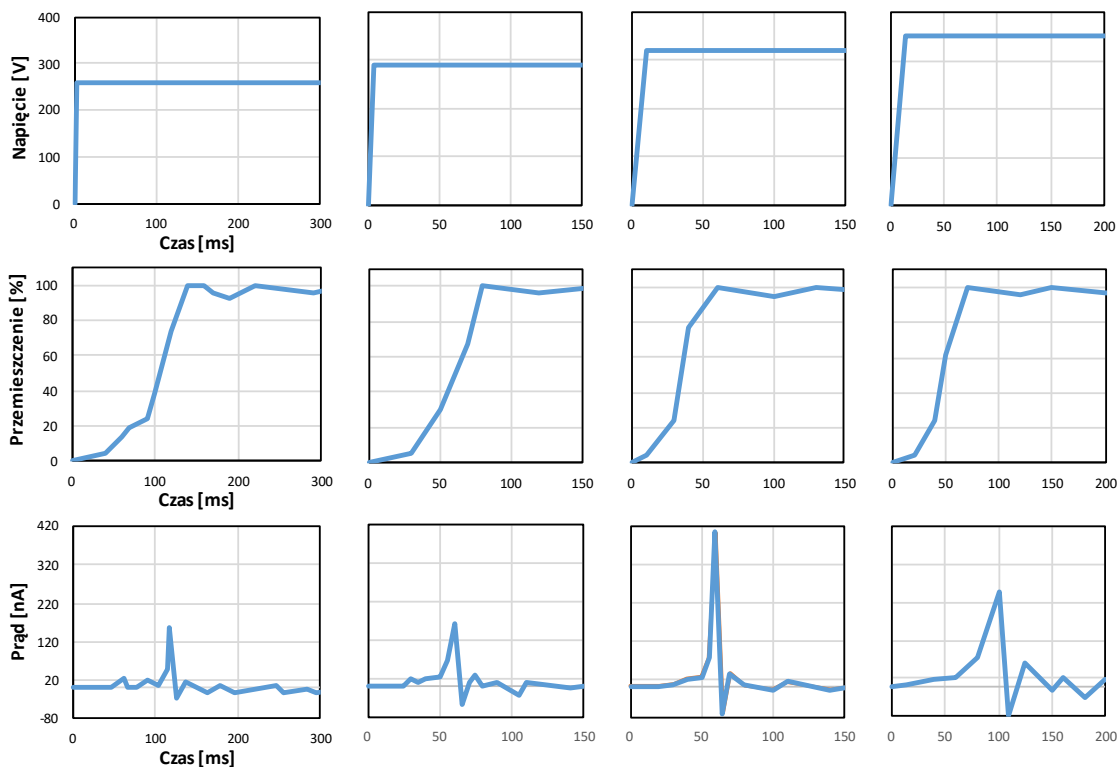
6.4.2. Dynamika siłowników elektrostatycznych

W celu zweryfikowania dynamiki mięśni elektrostatycznych zdecydowano przeprowadzić testy dla siłownika o wymiarach 20 x 5 mm, grubości 12 μm i wstępnych odkształceniach rzędu 15%, 30% i 45%. Dla każdego z nich zarejestrowano przemieszczenie i prąd przy pełnej kontrakcji siłownika dla 4 wartości napięcia zasilającego (od rys. 6.15 do rys. 6.17). Wartość napięć zwiększana była o 30 V zaczynając od najmniejszej wartości potrzebnej do uniesienia przyłożonego ciężaru. W pierwszej kolejności należy zwrócić uwagę na najmniejsze napięcie graniczne, które podane na elektrody siłownika w postaci skokowej jest mniejsze, niż w trakcie wyznaczania charakterystyk napięciowych. Przyłożenie docelowego napięcia od początku ruchu skutkuje poprawą dynamiki mięśnia, a tym samym opisywane napięcie zmalało z początkowych wartości 145 V, 312 V i 625 V do odpowiadających im wartości 90 V, 260 V i 440 V.

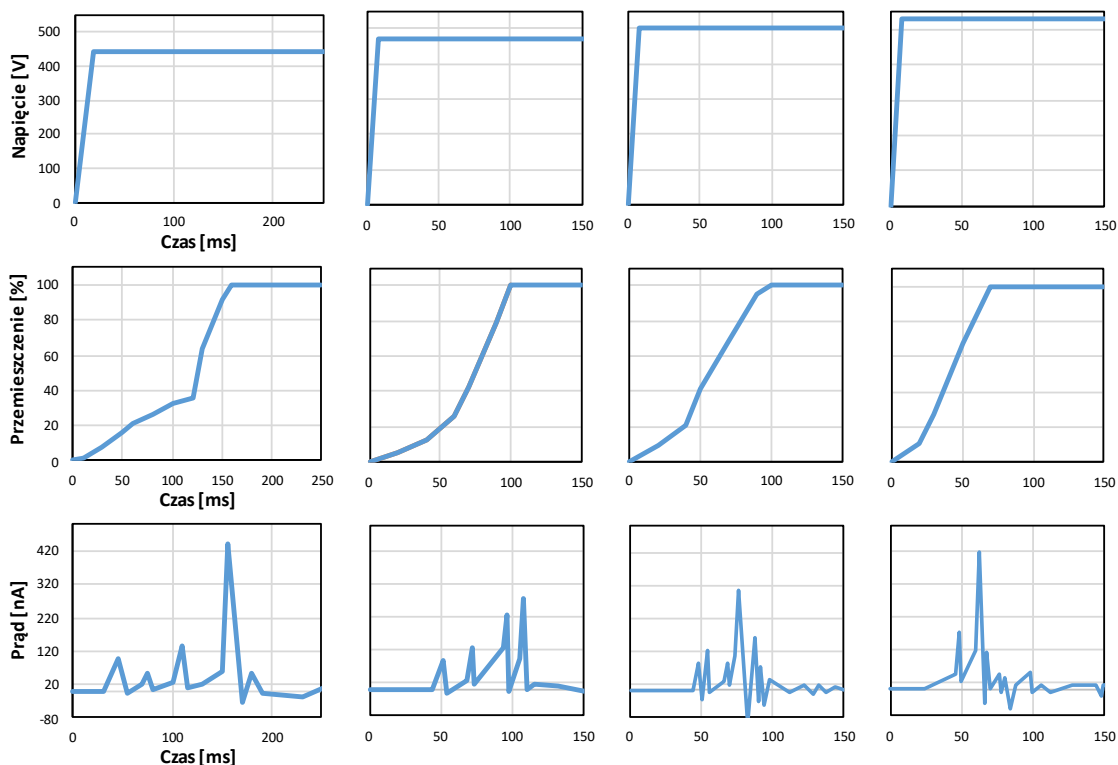
Zwiększenie generowanych sił ma bezpośrednie przełożenie na osiągnięte przyspieszenia i prędkości liniowych siłowników. Dla odkształcenia wstępnego 15% po przyłożeniu napięć 90 V, 120 V, 150 V, 180 V czas uniesienia siłownika skracał się odpowiednio z początkowych 90 ms do kolejno 70 ms, 40 ms i 40 ms. Podobne wyniki obserwowane są dla 30% odkształcenia, dla którego czas kontrakcji skrócił się ze 140 ms do 70 ms (dodatkowy materiał na płycie CD – FILM_3), a dla 45% ze 160 ms do 70 ms. Analizując przebiegi prądowe można zauważyć, że odzwierciedlają one dynamikę układu. Wraz ze wzrostem napięcia zasilającego skraca się czas ładowania pojemności siłownika i jednocześnie rośnie wartość szczytowa pobieranego prądu. W przeprowadzonych testach prąd ten osiągnął wartość maksymalną 420 nA. Uśredniając uzyskane wyniki przyjęto, że szczytowa wartość prądu przypada w przedziale 40–60% zakresu ruchu, w którym następuje złączenie największej części elektrod siłownika. Następnie wartość pobieranego prądu spada praktycznie do zera. Niewielkie wartości mogą być pobierane ze względu na prąd upływu, lecz z uwagi na zakres tych wartości przeprowadzenie dokładnych pomiarów na posiadanej aparaturze nie było możliwe.



Rys. 6.15. Odpowiedź siłownika na wymuszenie skokowe o amplitudzie od 90 V do 180 V przy wstępnym odkształceniu 15%



Rys. 6.16. Odpowiedź siłownika na wymuszenie skokowe o amplitudzie od 260 V do 350 V przy wstępnym odkształceniu 30%



Rys. 6.17. Odpowiedź siłownika na wymuszenie skokowe o amplitudzie od 440 V do 530 V przy wstępnym odkształceniu 45%

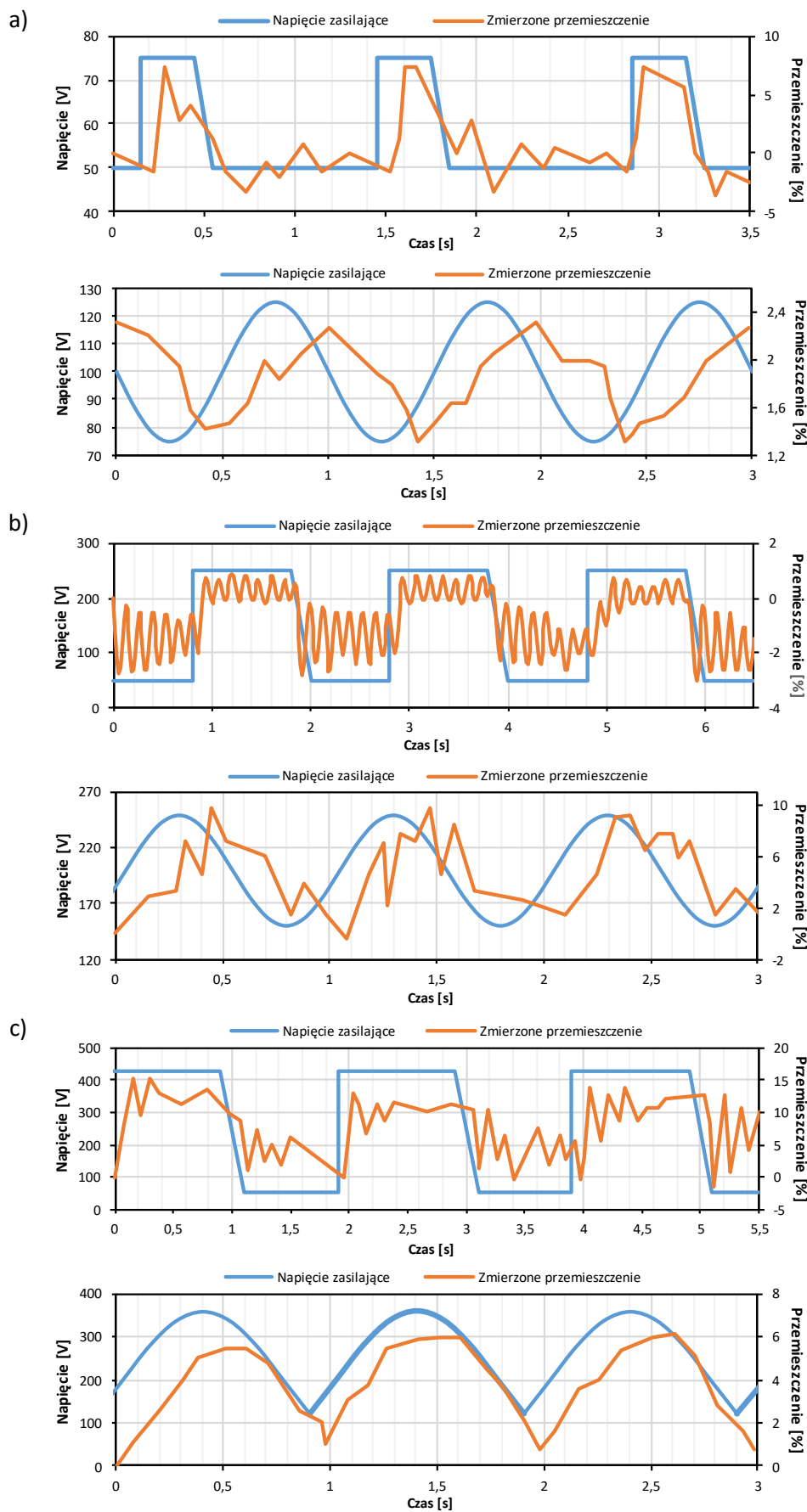
Ostatnim z testów była weryfikacja pracy mięśni elektrostatycznych dla przebiegów prostokątnych i sinusoidalnych napięcia zasilającego. Wyniki poszczególnych testów



zaprezentowano na rys. 6.18 (przebiegi dla odkształcenia wstępnego równego 30% zostały dodatkowo zobrazowane na załączonym materiale filmowym – FILM_4). W badaniu tym wykorzystano ponownie siłownik o wymiarach 20 x 5 mm, grubości 12 μm i wstępnych odkształceniach 15%, 30% i 45%. Wartość amplitudy została dobrana tak aby nie dochodziło do pełnego podciągnięcia siłownika, a tym samym aby poruszał się on w zakresie stabilnego ruchu. Z uwagi na ograniczenia układu zasilającego, wynikające ze zbyt małego obciążenia elektrycznego, możliwe było uzyskanie zadanych przebiegów napięciowych dla częstotliwości ~ 1 Hz. W przypadku odkształcenia wstępnego 45% i przebiegu sinusoidalnego, w celu zaobserwowania ruchu siłownika niezbędne było użycie funkcji pobudzenia o amplitudzie 160 V, co pozwoliło na uzyskanie przebiegu zbliżonego do funkcji sinus wyprostowanej za pomocą prostownika dwupołówkowego.

Dla wszystkich odkształceń wstępnych oraz obu rodzajów przebiegów zauważyć można, że dynamika siłownika elektrostatycznego pozwala na podążanie położenia siłownika za sygnałem sterującym. Wartość przemieszczenia dla 3 cykli danej funkcji jest ta sama i zależy od odkształcenia i wygenerowanych sił elektrostatycznych. Wspólną cechą wszystkich wykresów jest przesunięcie fazowe położenia mięśnia względem napięcia zasilającego. Opóźnienie to mieści się w przedziale od 100 ms do 200 ms, a tym samym pokrywa się z wynikami prezentowanymi dla skokowych pobudzeń.

Na prezentowanych przebiegach widoczny jest także sprężysty charakter struktury siłownika, która uwidacznia się przy zmianie stanów położenia widocznymi oscylacjami. W przypadku odkształcenia 30% i prostokątnego przebiegu napięcia zasilającego udało się wykorzystać system śledzenia punktu w programie do analizy obrazu (ze względu na brak punktów charakterystycznych w większości przypadków marker był gubiony). Na załączonym wykresie wyraźnie widoczne są oscylacje przy zmianie położenia zadanego, przy czym wraz z czasem samoistnie wygasają. Niemniej jednak ich amplituda jest na tyle duża, że w przypadku zastosowań, gdzie wymagane jest precyzyjne sterowanie może to wymagać dedykowanego układu sterowania, a w najgorszym przypadku nawet zaburzać pracę systemu, prowadząc m.in. do niewłaściwego pozycjonowania urządzeń wykonawczych. Należy jednak zauważyć, że w przeprowadzonych testach siłowniki obciążone są stałą siłą, co w przypadku rzeczywistych zastosowań siłowników jednostronnego działania nie jest powszechne. Napędy tego rodzaju, wliczając w to mięśnie ludzkie, pracują antagonistycznie.



Rys. 6.18. Odpowiedzi siłownika na wymuszenie prostokątne i sinusoidalne dla różnych odkształceń wstępnych: a) 15%, b) 30%, c) 45%

7. DYSKUSJA

Udokumentowana w rozdziale 3 autorska metoda do symulacji numerycznych pozwoliła przeprowadzić kompleksowe analizy siłowników o różnych wymiarach geometrycznych. Z uwagi na chronologię przeprowadzanych prac weryfikacja metodologii na tym etapie obejmowała odniesienie do siłowników opracowanych w pracy [40]. W kolejnych podjętych krokach przeprowadzono eksperymenty doboru materiałów oraz technologii ich obróbki, w celu wytworzenia prototypów elastycznych siłowników elektrostatycznych. Napotkane ograniczenia wymusiły podjęcie testów na jednostkach o długościach i szerokościach większych, niż te wynikające z przeprowadzonej analizy numerycznej. Niemniej jednak, dokładny wgląd w uzyskane dane pozwala dokonać stosownej weryfikacji uzyskanych wyników.

Punktem wspólnym przeprowadzonych badań symulacyjnych i eksperymentalnych są siłowniki o długości 10 mm i 20 mm. W przypadku analizy MES szerokość mięśnia była równa 4 mm, a dwustronne pokrycie elektrody izolatorem o grubości 7 μm uwarunkowało łączną grubość polimeru między złączonymi elektrodami na poziomie 14 μm . W przypadku zbudowanej jednostki o szerokości 5 mm wykorzystanie pojedynczych warstw izolatora skutkowało oddzieleniem elektrod warstwą 12 μm folii PET. Przywołując parametry poszczególnych siłowników z ich charakterystyk pracy, napięcia pull-in dla modeli numerycznych o długościach 10 mm i 20 mm wyniosły odpowiednio 190 V i 110 V, podczas gdy dla prototypów 203 V i 145 V, a tym samym błąd względny oszacowano na poziomie 7% i 32%. Różnica ta wynikać może bezpośrednio z powtarzalności eksperymentów, a także z oddziaływania czynników zewnętrznych, np. sztywności przyłączy zasilających, na sztywność siłownika. Niemniej jednak, mimo różnic wynikających z przyjętych parametrów badanych mięśni, kształt trendów z poszczególnych symulacji pokrywa zarejestrowane przebiegi zbudowanych jednostek.

Spośród omówionych wyników wyróżnia się przede wszystkim bezpośrednia zależność napięcia i odkształcenia pull-in od sztywności siłownika. Świadome manipulowanie tym parametrem pozwala na zwiększenie zakresu stabilnej pracy danej jednostki, lecz obarczone jest również zwiększeniem wymaganego napięcia zasilającego. Na sztywność danej jednostki wpływają czynniki geometryczne tj. długość, szerokość, długość połączenia między ogniwami (zgrzew) oraz grubość izolatora. Szczególnie istotny jest ostatni z nich, który dodatkowo przekłada się na generowane siły elektrostatyczne, zwiększając przenikalność dielektryczną między elektrodami. Skupiając się na samym zadaniu dobrania odpowiedniej konfiguracji tych parametrów dostrzegalne jest utrudnienie w postaci braku liniowości i proporcjonalności trendów. Przykładowo, przyglądając się charakterystyce napięciowej dla różnych długości (rys. 6.9), wraz ze zmniejszaniem długości siłownika z 25 mm do 10 mm, napięcie pull-in dla kolejnych jednostek rosło od początkowych 153 V kolejno o 5%, 16 % i 20%, podczas gdy odkształcenie pull-in rosło z początkowych 7,4% o kolejno 73%, 65% i 32%. Analogicznie dla pozostałych parametrów, wartości te różnią się, stawiając wyzwanie przed zamierzonym określeniem zakresu stabilnej pracy i napięcia zasilającego. Nie ulega jednak wątpliwości, że zdolność rozszerzenia zakresu stabilności danej jednostki zwiększy jej wynikową efektywność.

Potwierdzają to badania opisane w pracy [173], w której sterownik, zbudowany w oparciu o regulator PI w pętli sprzężenia zwrotnego, poruszał mięśniami w zakresie stabilnego ruchu z prędkością 8,7 mm/s. Mimo tych osiągnięć podkreślono złożoność dynamiki modelu, który wykazuje cechy oscylatora, a tym samym wymagane jest dodatkowe uwzględnienie zmiany obciążenia w trakcie podciągnięcia. Zagadnienie to jest o tyle kluczowe, że przekroczenie wartości napięcia pull-in spowoduje natychmiastowe uniesienie całego siłownika – niestabilny zakres ruchu mięśnia. Autorzy dodatkowo wskazują, że brak adaptacyjnego sterowania powoduje efektywne zawężenie zakresu stabilności.

Omawiając rozwiązania konstrukcyjne obejmujące łączenie dwóch warstw siłownika, spośród technik prezentowanych w literaturze oraz wykorzystanych w rozprawie doktorskiej, zastosowanie mechanicznych uchwytów w pracy [40] jest bez wątpienia najbardziej wytrzymałym z wszystkich przytoczonych rozwiązań. Technika ta jest efektywna, ponieważ zakres wymiarów geometrycznych tych jednostek nie tylko niweluje ciężar zacisków, lecz także grubość materiałów (izolator 130 μm) pozwala na zastosowanie wystarczająco dużych sił bez uszkodzenia powierzchni elektrody i izolatora. Uwzględniając powyższe, miniaturyzacja elastycznych siłowników elektrostatycznych jest jednoznaczna ze zmniejszeniem grubości poszczególnych elementów konstrukcyjnych, a tym samym zwiększeniem podatności na wszelkie uszkodzenia mechaniczne. Niemniej jednak, wymusza to na konstruktorach zastosowania elektrod w formie napyłanych próżniowo metali. Tym samym, łączenie poszczególnych warstw sprowadza się do połączenia między warstwami izolatorów.

W pracy [41] kolejne warstwy siłownika łączone były z wykorzystaniem specjalnego spoiwa chemicznego. Druga wersja prototypu uwzględniała również wstępną obróbkę izolatora światłem UV w celu trwalszego spoinienia dwóch powierzchni. Wbrew przyjętym ulepszeniom procedury wytwarzania autorzy zmuszeni byli zastosować zewnętrzne ograniczniki zapobiegające rozklejaniu się spoin, co obserwowane było już dla obciążenia rzędu 1,15 N. Należy zauważyć, że dla proponowanej technologii sztucznych mięśni decydujące znaczenie mają brzożki spoin, które poddawane są siłom rozdzierającym. Łączna długość spoiny dla pojedynczej warstwy siłownika w omawianej konstrukcji wyniosła 128 mm, co przy maksymalnej zanotowanej sile umożliwiło udźwig 8,98 mN/mm. W przeprowadzonych eksperymentach własnych wykazano, że dobierając odpowiednie parametry procesu zgrzewania wiązką laserową dwóch folii polimerowych, maksymalna wytrzymałość na zrywanie osiąga wartość 9,2 N (rys. 5.7), co przy łącznej długości spoiny 10 mm daje udźwig 920 mN/mm. Nawet w przypadku najcieńszych folii o grubości 6 μm uzyskano średnią wytrzymałość 1,6 N czyli 160 mN/mm, a wartość ta ze względu na ograniczenia technologiczne lasera nie była nadal tą optymalną.

O ile pod względem wytrzymałości spoin technologii zgrzewania laserem charakteryzuje dominująca przewaga, o tyle w kontekście precyzji ich wykonania narażona jest na podobne trudności. Jakakolwiek forma ingerencji w strukturę materiału powoduje nieodwracalną zmianę jego właściwości zarówno mechanicznych jak i elektrycznych. Zaletą autorskich spoin laserowych jest rozmieszczenie ich w dedykowanych miejscach pozbawionych

warstwy przewodnika. Metodologia ta w przypadku niekontrolowanych, nadmiernych przetopień powodować będzie zmniejszenie wytrzymałości spoiny, lecz chroni tak powstały siłownik przed zwarcie elektrod. Kolejną korzyść wnosi brak dodatkowych substancji pomiędzy powierzchniami izolatorów, które tworzą dodatkowy dystans między nimi, a tym samym przyczyniają się do redukcji generowanych sił elektrostatycznych. Niestety rozwiązanie to obciążone jest także wymaganym niezerowym dystansem od brzegu elektrody. Zapas ten jest wymagany między innymi poprzez dokładność pozycjonowania lasera, czy nieregularny kształt plamki lasera. Minimalny dystans zapobiega przetopieniu elektrody i doprowadzeniu do trwałego uszkodzenia siłownika. W rozdziale 6 wykazano eksperymentalnie, że dystans ten o wartości ~ 1 mm, dla większych odkształceń wstępnych, może w znaczący sposób zredukować wartość generowanych sił, a tym samym zwiększać wymagane napięcie zasilające. Jednakże zjawisko to przy wykorzystaniu stosownych technik i narzędzi może mieć pomijalny wpływ, tym bardziej, że badania wpływu wstępnego odkształcenia siłownika wykazały korzystny wpływ mniejszych wartości tego parametru (poniżej 45%). Wady tej pozbawione są siłowniki *Ito* i *Saneyoshi* [41], których powierzchnia jest całkowicie pokryta elektrodą, a łączenia mieszczą się pomiędzy zewnętrznymi warstwami izolującymi elektrody. Niesie to jednak za sobą ryzyko uszkodzenia izolatora poprzez nadmierne nadtrawienie jej powierzchni przez substancję spajającą. Zgodnie z wcześniej przytoczonym argumentem spoina ta wprowadza także dodatkowy dystans między elektrodami. W ich pracy grubość spoiny, stanowiąca 50% grubości całej warstwy (~ 4 μm), została celowo zwiększona w celu zwiększenia zakresu dopuszczalnych napięć układu, które zgodnie z przytoczonym przez nich prawem *Paschen'a* powinny rosnać po przekroczeniu pewnej granicy. Liczne źródła dostarczają jednak danych empirycznych, które odbiegają od tej zależności i wraz z malejącą szczeliną napięcie przebicia gazu adekwatnie maleje [182, 183].

W tabeli 7.1 zestawiono elastyczne siłowniki elektrostatyczne przedstawione w dysertacji jak i te udokumentowane w literaturze przedmiotu. Z uwagi na odmienną konstrukcję, metodę działania oraz konwersję energii, pominięto w niej siłowniki HASEL i elastomery dielektryczne, które zostały omówione w pracy [40]. W poniższym porównaniu nakreślone zostały nie tylko podstawowe wymiary i parametry pracy, lecz także posłużono się dodatkowymi współczynnikami standaryzującymi je do wspólnej dziedziny. Pierwszym z nich jest stosunek długości ogniwa do jego łącznej grubości, co zapewnia podstawową informację o sztywności siłownika. Istotniejszym, pod względem konkretnych zastosowań (np. dłoni robotycznych), jest jednak stosunek siły do powierzchni pojedynczego mięśnia. Przyjmując jego średnią wartość na poziomie 300 kPa dla mięśnia szkieletowego, zaobserwować można, że część jednostek (tabela 7.1, lp. 2, 4, 9–12) zdecydowanie przekracza tą wartość. Ich cechą wspólną jest wysoki współczynnik sztywności, w przybliżeniu równy lub mniejszy niż 100, co potwierdza założenie autorów pracy [40], którzy mieli na celu budowę jednostki o wysokiej wartości generowanych sił. Dominującym rozwiązaniem jest siłownik ujęty w symulacjach numerycznych, którego stosunek siły do powierzchni wyniósł ~ 32 kPa. Obecność ogniwa o długości 0,325 mm (tabela 7.1, lp. 9) tłumaczy zastosowanie w modelu 2,5 x 0,5 mm długości zgrzewu o wartości 75% długości

siłownika. Jak udowodniono w omawianych symulacjach numerycznych, występowanie zgrzewu wpływa na efektywne skrócenie zakresu ruchu siłownika do długości nieobjętej spoiną, co jest jednoznaczne z pracą jednostki pozbawionej tej spoiny, lecz o adekwatnie krótszej długości. Siłownik ten osiągnął również najmniejszy iloraz sztywności wynoszący 27 i napięcie 535 V, przy podnoszeniu testowego ciężaru $\sim 0,005$ N. Niewątpliwie najważniejszym jest widoczny wpływ miniaturyzacji na osiągi siłowników. Odpowiedni dobór parametrów zapewnia jednostkom o wymiarach poniżej 5 mm (tabela 7.1, lp. 4,9,10,11) osiągi na poziomie pojedynczych kPa, podobnie jak dla siłownika o długości elektrody 100 mm (tabela 7.1, lp. 2). Główną różnicą jest redukcja napięcia zasilającego przez operowanie mięśniami na znacznie mniejszych odległościach, co znajduje potwierdzenie także w większej skali. Przytoczony siłownik (tabela 7.1, lp. 2) był w stanie uzyskać gęstość siły 10,3 kPa na skutek redukcji zakresu ruchu – z możliwych 100 mm siłownik przemieszczał się wyłącznie o 3 mm od pozycji zerowej, tj. całkowitego skurczu. Inne siłowniki tych samych autorów (tabela 7.1, lp. 1,3), w tym o zakresie ruchu rzędu 100%, poprzez znacznie mniejsze sztywności nie przekroczyły pod względem sił generowanych na jednostkę powierzchni 100 Pa.

Tabela 7.1. Porównanie elastycznych siłowników elektrostatycznych różnych autorów

Źródło	Lp.	Długość [mm]	Szerokość [mm]	Łączna grubość [μ m]	Uniesiony ciężar [N]	Napięcie [V]	Zakres ruchu [mm]	$\frac{\text{Ciężar}}{\text{Powierzchnia}}$ [kPa]	$\frac{\text{Długość}}{\text{Grubość}}$
[1014]	1	200	12,5	280	0,098	>5000	45	0,039	714
	2	100	12,5	1260	12,91	>5000	~ 3	10,3	79
	3	100	12,5	310	0,05	>5000	100	0,04	322
[1016]	4	55	55	8	1,15	300	2,25	1,1	250
Badania własne prototyp	5	20	5	24	0,0003	145	3	0,003	833
	6	10	5	24	0,0007	203	1,5	0,014	418
	7	20	5	46	0,007	444	3	0,07	434
	8	20	5	24	0,0006	312	6	0,006	833
Badania własne symulacje	9	0,325	0,5	12	0,00525	535	0,0325	32,3	27
	10	2,5	0,5	24	0,0025	710	0,25	2	104
	11	2,5	0,5	34	0,007	1290	0,25	5,6	79
	12	2,5	0,5	24	0,0054	1480	0,5	4,3	104

Koncepcja robotów humanoidalnych silnie odzwierciedlających budowę, zastosowanymi mechanizmami i funkcjonalnością naturalne rozwiązania ludzkiego organizmu stawia szereg wymagań konstrukcyjnych. Na podstawie przeglądu literatury z rozdziału 2, jednym z trywialnych, a zarazem decydujących jest dostępna przestrzeń. Przyglądając się podstawowym mięśniom poruszającym ludzką dłoń, zebranych w tabeli 7.2, można spostrzec, że mięśnie umieszczone na przedramieniu posiadają średni przekrój $7,4 \text{ cm}^2$, a te bezpośrednio w śródreżcu $1,2 \text{ cm}^2$ [184–188]. Przyjmując cylindryczny kształt mięśni międzykostnych,

odpowiedzialnych za przywodzenie palców, to przy przekroju 1,78 cm² promień wyniósłby 7,5 mm. Zakładając wcześniej przytoczoną gęstość siły 300 kPa pojedynczy mięsień jest w stanie wygenerować siłę aż 53 N. Mając na uwadze, że w rzeczywistości przekrój ten jest nierównomierny, nasuwa się wniosek, że sztuczne mięśnie nie tylko muszą wykazywać podobny stosunek mocy do powierzchni, lecz także geometria jednostki elementarnej takiego siłownika mieścić się będzie w skali mikro. O ile zmniejszenie wymiarów korzystnie wpływa na generowane siły, tak niesie to za sobą konsekwencję związaną z potrzebą zwiększenia ilości użytych warstw.

Tabela 7.2. Podstawowe parametry najważniejszych mięśni szkieletowych ręki

Miejsce	Mięsień	Funkcja	Długość [mm]	Przekrój [cm ²]	Zakres ruchu [mm]	Siła [N]
Przedramię	Flexor digitorum profundus	Zginanie palców II-V	100	6,92	20	207
	Extensor digitorum	Prostowanie palców II-V	73	1,3	14	39
	Flexor carpi ulnaris	Zginanie nadgarstka	56	8,42	11	252
	Extensor carpi radialis	Zginanie i nawrót stawu łokciowego, zginanie dłoni w kierunku grzbietowym oraz odwodzenie	49	7,81	10	234
Ramię	Biceps brachii	Zginanie przedramienia	150	12,5	30	375
Śródreczę	Abductor policis brevis	Odwodzenie i przeciwstawianie kciuka	37	1,6	7	48
	Adductor policis	Przywodzenie kciuka, zginanie w stawie CMC	49	0,9	10	27
	Abductor digiti minimi	Odwodzenie i zginanie palca małego w stawie MCP	55	1,11	11	33
	Lumbricalis	Wspieranie zginania i prostowania palców II-V w stawach PIP i DIP	40	0,46	8	14
	Palmar interossei	Przywodzenie palców II, IV, V	69	1,78	14	53

Na podstawie średniej kurczliwości mięśni szkieletowych, przyjętej jako 20% długości mięśnia, zakresy ruchów poszczególnych mięśni wahają się między 7 mm, a 14 mm. Z punktu doboru parametrów elastycznych siłowników elektrostatycznych uzewnętrznia się dotychczas nieporuszone zagadnienie efektywności mięśnia. Przez pojęcie to rozumie się stosunek wstępnego odkształcenia do maksymalnego przemieszczenia pod wpływem sił elektrostatycznych. Jego istotą jest różnorodność sterowania mięśniem elektrostatycznym. W przypadku kiedy siłownik odkształcony jest o 10 mm, a podczas pracy całkowicie się skurczy,

tak jego współczynnik efektywności wyniesie 1. Podejście to jest jednak mocno związane z napięciem pull-in i jego wykładniczym przyrostem. Tu należy przytoczyć drugą metodę, która umożliwi jednocześnie zwiększenie gęstości energii siłownika kosztem rosnącego napięcia zasilającego. Mowa o zwiększeniu wstępnego odkształcenia i poruszania mięśniem wyłącznie w jego paśmie stabilności. Oczywiście niesie to za sobą znaczną redukcję zakresu ruchu, który może zmaleć aż o ~40% (rys. 4.12), lecz jednocześnie pozwala na dowolne określenie maksymalnego napięcia układu zasilającego. Niemniej jednak, otrzymany w efekcie niski współczynnik efektywnej grubości decyduje o użyteczności całej konstrukcji. Na przykładzie siłownika o długości 10 mm, odkształconego do 20% maksymalnej zakresu ruchu (2 mm) wykorzystanie zaledwie 10% tego zakresu wiązałoby się z rzeczywistym skokiem mięśnia o 0,2 mm. Tym samym osiągnięcie łącznego zakresu ruchu 10 mm (średni zakres naturalnych mięśni) wymagałoby użycia 50 warstw, co przekłada się na długość/wysokość siłownika 100 mm (iloczyn warstw i długość wstępnego odkształcenia) i współczynnik efektywności 0,1. Biorąc pod uwagę, że miniaturyzacja prowadzi do zmniejszenia długości a tym samym zakresu ruchu pojedynczego ogniwa, tak coraz większe znaczenie będzie odgrywać grubość materiałów i ilość warstw. Przyjmując następujące zmienne: R – łączny zakres ruchu wielowarstwowego mięśnia, L – długość (pionowa) mięśnia, G – grubość mięśnia, L_0 – długość i maksymalny zakres ruchu pojedynczego ogniwa, O_0 – odkształcenie wstępne ogniwa, Z_0 – zakres stabilnego ruchu ogniwa, G_0 – grubość łączna ogniwa, N – liczba warstw do osiągnięcia zadanego ruchu całkowitego, można wyznaczyć parametry mięśnia w celu zachowania konkretnej długości całkowitej mięśnia. Stąd też stosunek grubości materiałów poszczególnych warstw do całkowitej długości mięśnia definiuje się jako:

$$E = \frac{G}{L}. \quad (7.1)$$

Liczbę warstw potrzebnych do uzyskania całkowitego zakresu ruchu można obliczyć następującym wzorem:

$$N = \frac{R}{L_0 \cdot O_0 \cdot Z_0}. \quad (7.2)$$

Z kolei grubość wszystkich warstw określa wyrażenie:

$$G = N \cdot G_0, \quad (7.3)$$

a długość całkowitą mięśnia wzór:

$$L = N \cdot L_0 \cdot O_0 + G. \quad (7.4)$$

Uwzględniając w (7.4) zależność (7.2) całkowita wysokość siłownika wyrażać się będzie wzorem:

$$L = R \cdot \left(\frac{1}{Z_0} + \frac{G_0}{L_0 \cdot O_0 \cdot Z_0} \right). \quad (7.5)$$

Ostatecznie rozszerzając (7.1) o (7.2), (7.3) i (7.4) parametr E opisany jest wyrażeniem:

$$E = \frac{G_0}{L_0 \cdot O_0 + G_0}. \quad (7.6)$$

Wykorzystując powyższe zależności oraz odpowiednio je przekształcając można dostosować poszczególne parametry modelu do wymagań systemowych i ograniczeń technicznych. Na przykładzie siłownika (tabela 7.1, lp. 9), gdzie $L_0 = 0,325$ mm, $G_0 = 0,012$ mm, $Z_0 = 10\%$, chcąc uzyskać całkowity ruch roboczy mięśnia $R = 10$ mm, przy odkształceniach wstępnych równych odpowiednio $O_1 = 10\%$, $O_2 = 20\%$, $O_3 = 30\%$ konieczne będzie zastosowanie $N_1 = 3078$, $N_2 = 1538$, $N_3 = 1025$ warstw. Tym samym łączna długość każdej konfiguracji siłownika wyniesie $L_1 = 137$ mm, $L_2 = 118$ mm i $L_3 = 112$ mm przy współczynnikach efektywności $E_1 = 0,27$, $E_2 = 0,16$, $E_3 = 0,11$. Zależności te potwierdzają, że wraz z miniaturyzacją, w tym przypadku zakresu wstępnego odkształcenia, coraz większą część siłownika stanowią będą materiały budulcowe, co pośrednio zaobserwować będzie można przez rosnący iloraz grubości do długości mięśnia. Niemniej jednak, zarówno współczynnik ten jak i pozostałe parametry mięśnia elektrostatycznego udowadniają skomplikowalność całego mechanizmu, w którym z uwagi na brak stosownych formuł wciąż nie uwzględniono generowanych sił i napięć zasilających. Projekt konstrukcji spełniającej przyjęte kryteria zaliczyć można zatem do zagadnień optymalizacji wielokryterialnej. Dedykowane techniki, zarówno tradycyjne jak i metody z grupy sztucznej inteligencji (m.in. algorytmy rojowe lub ewolucyjne), dają możliwość efektywnego przeszukania obszernego, wielowymiarowego zbioru rozwiązań, co dla autorów dotychczasowych prototypów stanowiło istotne ograniczenie.

8. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Problemem badawczym, któremu poświęcona została niniejsza rozprawa jest zastosowanie elastycznych siłowników elektrostatycznych w roli sztucznych mięśni, w zaawansowanych dłoniach robotycznych. Temat wszechstronności ludzkiej ręki, jako uniwersalnego narzędzia chwytanego o szerokim zakresie siłowym oraz obszernych zdolnościach precyzyjnej manipulacji, oddziałuje na rozwiązania robotyki zarówno z zagadnień protetyki, a wraz z rozwojem potrzeb cywilizacyjnych również na coraz prężniejszą grupę robotów kroczących. Ta druga przybiera szczególnego znaczenia w odniesieniu do stawianych przed nimi wyzwań. Zaawansowane zdolności chwytano-manipulacyjne urządzeń wykonawczych są cechą pożądaną z uwagi na możliwość zastąpienia człowieka w środowiskach zagrażających jego życiu lub zdrowiu, lecz co istotniejsze zapewnią poczucie realizmu i bezpieczeństwa w bezpośredniej interakcji z człowiekiem.

Przeprowadzona analiza dostępnych konstrukcji zrobotyzowanych dłoni, stanowiąca podstawę rzeczowej publikacji naukowej [31], wykazała, że decydującym czynnikiem opóźniającym ich rozwój technologiczny, a co za tym idzie i funkcjonalność – są jednostki napędowe. Konwencjonalne urządzenia, bazujące na silnikach elektrycznych, narażone są na uszkodzenia wynikające ze sztywności całego mechanizmu, lecz przede wszystkim objętość siłowników o dostatecznej mocy znacząco redukuje ich całkowitą liczbę. Wyłania się więc potrzeba jednostki odwzorowującej naturalne mechanizmy mięśni szkieletowych, odznaczających się elastycznością, niską wagą oraz szerokim zakresem generowanych sił i rozmiarów. Potwierdzają to trendy użytych siłowników w omawianych zastosowaniach, gdyż na przestrzeni ostatnich dekad obserwowalny jest regularny wzrost jednostek bazujących na napędach z grupy sztucznych mięśni. Zjawisko to przyczyniło się do intensyfikacji prac nad rozwiązaniami wykorzystującymi pole elektryczne, prąd elektryczny, ciśnienie lub temperaturę do generacji ruchu roboczego, w strukturze materiału. Na szczególną uwagę zasługują elastyczne siłowniki elektrostatyczne. Poruszane siłami elektrostatycznymi, wytworzonymi na przeciwległych elektrodach, na tle innych rozwiązań wyróżniają się one wysoką efektywnością, gęstością energii i skalowalnością. Pomimo częściowej znajomości ich podstawowych parametrów pracy, bez odpowiedzi pozostaje pytanie czy mięśnie te są w stanie sprostać oczekiwaniom w kontekście generowanych sił i możliwości sterowania. Ponadto, dostrzega się brak narzędzi analitycznych pozwalających przyspieszyć proces konstrukcji prototypów.

Powyższe spostrzeżenia stanowiły bezpośrednią motywację przedmiotowej rozprawy doktorskiej. Na ich podstawie przyjęto za cel nadrzędny opracowanie zbioru danych dotyczących parametrów pracy proponowanych siłowników, co wiązało się z koniecznością wykazania słuszności obydwu przytoczonych we wstępie tez badawczych.

Z uwagi na rozbieżność konstrukcyjną, selektywne dane i nieliczność udokumentowanych prac badawczych strukturę przeprowadzonych badań rozdzielono na część symulacyjną i prototypową.

W celu symulacji pracy elastycznych siłowników elektrostatycznych po raz pierwszy wykorzystano analizę MES. Zadanie to było możliwe dzięki opracowaniu oryginalnego i

dedykowanego programu (rozdział 4), który wykorzystuje środowisko Abaqus do symulacji numerycznych oraz zewnętrzne skrypty wprowadzające siły elektrostatyczne do układu na podstawie obecnego kształtu siłownika. Tak skonstruowane narzędzie pozwoliło na uwzględnienie wszystkich istotnych czynników rozpatrywanej technologii, zarówno pod względem parametrów geometrycznych, właściwości materiałowych, kompozytowej budowy siłownika jak i jego dynamiki. Uzyskane wyniki nie tylko odwzorowują osiągi rzeczywistych urządzeń, lecz również ukazują trendy parametrów pracy mięśni w zależności od ich długości, szerokości, grubości, wstępnego odkształcenia i długości zgrzewu. Szeroko badanym zjawiskiem jest efekt pull-in, czyli gwałtowne skurczenie siłownika po przekroczeniu pewnego napięcia/odkształcenia granicznego. Udowodniono, że mechanizm wykazuje tendencję do spadku napięcia pull-in wraz ze zmniejszeniem sztywności siłownika. Jednakże, za istotniejszy parametr, dotychczas nie poruszany w literaturze przedmiotu, trzeba przyjąć – jak jednoznacznie wykazano w rozprawie – graniczne odkształcenie. W przeciwieństwie do charakterystyki napięcia, zwiększenie sztywności siłownika w dowolny sposób, powoduje zwiększenie odkształcenia pull-in, co niesie ogromny wpływ zarówno na jakość sterowania, ale także na efektywność wielowarstwowych struktur. Obserwacje te, z uwagi na ich kluczowe znaczenie w kontekście rozwoju dyscypliny nowoczesnych siłowników zebrano i przedstawiono w publikacji naukowej [179].

Nieliczne prototypy oraz potrzeba weryfikacji danych i wniosków z symulacji numerycznych przyczyniły się do skonstruowania własnych siłowników elektrostatycznych. W celu budowy jednostek o niewielkich wymiarach wykorzystano techniki umożliwiające skalowalność konstrukcji. Elektrody siłownika naniesione zostały na powierzchnię folii PET przy użyciu selektywnego napyłania próżniowego, dzięki czemu osiągnięto zarówno obraną geometrię, jak i grubość metalicznej powłoki rzędu 100 nm. W przeciwieństwie do dotychczas prezentowanych technik, łączenie poszczególnych warstw pojedynczego mięśnia przeprowadzono z użyciem nowatorskiej metody laserowego zgrzewania polimerów. Spoiny wykonane tą metodą przewyższały wytrzymałość klejów chemicznych, nawet stukrotnie. Siłowniki o względnie niedużej sztywności (stosunek długości do grubości powyżej 1000) w celu pełnego uniesienia wymagały przyłożenia minimalnego napięcia 123 V, co stanowi najmniejszą zanotowaną dotychczas wartość spośród znanych i opisanych w literaturze przedmiotu konstrukcji. Mimo niewielkich generowanych sił, najistotniejszym osiągnięciem była zbieżność rejestrowanych danych z charakterystykami symulacyjnymi. Ponadto, rozszerzono obecny stan wiedzy o znajomość pętli histerezy, dynamiki skurczu dla różnych napięć skokowych oraz odpowiedź układu na prostokątny i sinusoidalny sygnał sterujący.

Symulacje poparte testami skonstruowanych jednostek wykazały silną zależność parametrów pracy, w szczególności napięcia pull-in i zakresu stabilnego ruchu, od zastosowanej geometrii. Przedstawione charakterystyki i współczynniki jakościowe dowodzą możliwości konfiguracji mięśni w celu zwiększenia ich efektywności i generowanych sił wraz z miniaturyzacją.



Należy podkreślić również kluczowe znaczenie symulacji numerycznych, której zastosowanie przy analizie siłowników elektrostatycznych nie tylko przyspieszyło prace nad kolejnymi konfiguracjami jednostek napędowych, lecz przede wszystkim pozwoliło zidentyfikować czynniki, które nie były rozpatrywane, a okazały się być charakterystyczne dla wykorzystywanych metod konstrukcji omawianych siłowników. Tym samym obserwacje te, w całkowitym ujęciu, w pełni uzasadniają postawione tezy badawcze.

Należy zaznaczyć, że opracowany zestaw specjalistycznych metod nie stanowi ostatecznego rozwiązania w dziedzinie przedmiotu a zbiór prezentowanych danych i trendów wymaga dodatkowych analiz. Rozszerzenie autorskiego programu symulacyjnego o automatyczne generowanie modeli bazowych, czy adaptacyjne ustalanie czasu poszczególnych iteracji przyczyniłoby się do ograniczenia roli człowieka w procesie symulacji – co z pewnością znalazłoby bezpośrednie przełożenie na czas pojedynczej analizy numerycznej. Następstwem tego byłaby możliwość zarówno przeszukiwania wielowymiarowego zbioru, w celu znalezienia konfiguracji siłownika spełniającej zadane kryteria, jak i wyznaczenia formuł wiążących ich cechy mechaniczno-elektryczne z parametrami pracy dzięki dostatecznie dużej liczbie danych. Przyszłe prace nad rzeczywistymi jednostkami wymagają nie tylko rozszerzenia badań nad parametrami procesu zgrzewania i dokładniejszych narzędzi, lecz również powinny uwzględnić wykorzystanie zaawansowanych technik selektywnego obrabiania materiałów w celu ich miniaturyzacji.

Niemniej jednak, oryginalne efekty przeprowadzonych badań, obejmujące stworzenie narzędzia do symulacji numerycznych, szczegółowe analizy napięcia/odkształcenia pull-in oraz pomyślnie wdrożenie nowych technik wytwarzania i precyzyjnej obróbki elastycznych siłowników elektrostatycznych, z pełnym przekonaniem spełnią fundamentalną rolę w drodze do wyżej przytoczonych działań i osiągnięć. Jednocześnie rezultaty te oraz perspektywy dalszego rozwoju wskazują na znaczący udział elastycznych siłowników elektrostatycznych w kształtowaniu zaawansowanych systemów robotyki przyszłości.

BIBLIOGRAFIA

1. Hwang J., Jeong Y., Park J.M., Lee K.H., Hong J.W., Choi J.: *Biomimetics: Forecasting the future of science, engineering, and medicine*, Int. J. Nanomed, 2015, 10, 5701, doi: 10.2147/IJN.S83642.
2. Gebeshuber I.C., Stachelberger H., Ganji B.A., Fu D.C., Yunas J., Majlis B.Y.: *Exploring the innovational potential of biomimetics for novel 3D MEMS*, Adv. Mater. Res., 2009, 74, 265–268, doi: 10.4028/www.scientific.net/AMR.74.265.
3. Vincent J.F., Bogatyreva O.A., Bogatyrev N.R., Bowyer A., Pahl A.K.: *Biomimetics: Its practice and theory*, J. R. Soc. Interface, 2006, 3, 471–482, doi: 10.1098/rsif.2006.0127.
4. Shimomura M.: *The New Trends in Next Generation Biomimetics Material Technology: Learning from Biodiversity*, Sci. Technol. Trends Q. Rev, 2010, 37, 53–75, ISSN: 1349-3663.
5. Cho K.J., Wood R.: *Biomimetic Robots*, In *Springer Handbook of Robotics*; Springer International Publishing: Cham, Switzerland, 2016, pp. 543–574 doi: 10.1007/978-3-319-32552-1_23.
6. Seok S., Wang A., Chuah M.Y., Otten D., Lang J., Kim S.: *Design principles for highly efficient quadrupeds and implementation on the MIT Cheetah robot*, In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Karlsruhe, Germany, 6–10 May 2013, pp. 3307–3312, doi: 10.1109/ICRA.2013.6631038.
7. Kamamichi N., Yamakita M., Asaka K., Luo Z.W.: *A snake-like swimming robot using IPMC actuator/sensor*, In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Orlando, FL, USA, 15–19 May 2006, Volume 2006, pp. 1812–1817, doi: 10.1109/ROBOT.2006.1641969..
8. Neveln I.D., Bai Y., Snyder J.B., Solberg J.R., Curet O.M., Lynch K.M., MacIver M.A.: *Biomimetic and bio-inspired robotics in electric fish research*. J. Exp. Biol. 2013, 216, 2501–2514. Doi: 10.1242/jeb.082743.
9. Lin P.C., Liu G.H., Lin H.Y., Lin H.Y., Chen S.T.: *A Bio-Inspired Hopping Kangaroo Robot with an Active Tail*. J. Bionic Eng. 2014, 11, 541–555. doi: 10.1016/S1672-6529(14)60066-4.
10. Ma K.Y., Chirarattananon P., Fuller S.B., Wood R.J.: *Controlled flight of a biologically inspired, insect-scale robot*, Science, 2013, 340, 603–607, doi: 10.1126/science.1231806.
11. Lambrecht B.G., Horchler A.D., Quinn R.D.: *A small, insect-inspired robot that runs and jumps*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Spain, 18–22 April 2005; Volume 2005, pp. 1240–1245. doi: 10.1109/ROBOT.2005.1570285.
12. Wang J., Chen W., Xiao X., et al.: *A survey of the development of biomimetic intelligence and robotics*, Biomimetic Intelligence and Robotics, Volume 1, 2021, 00001, ISSN 2667-3797, doi: 10.1016/j.birob.2021.100001.
13. Dougherty P.J., DeMaio M., *Major General Norman T.: Kirk and Amputee Care During World War II*. Clin. Orthop. Relat. Res. 2014, 472, 3107. doi: 10.1007/s11999-014-3679-6.
14. Watve S., Dodd G., MacDonald R., Stoppard E.R.: *Upper limb prosthetic rehabilitation*. Orthop. Trauma, 2011, 25, 135–142. doi: 10.1016/j.mporth.2010.10.003
15. Childress D.: *Historical Aspects of Powered Limb Prostheses*. Clin. Prosthetics Orthot. 1985, 9, 2–13.
16. Agrawal S.: *Hands: Human To Robotic*; Technical Report January; University of Pennsylvania: Philadelphia, PA, USA, 1991.
17. Lovchik C., Diftler M.: *The Robonaut hand: A dexterous robot hand for space*. In Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Robotics & Automation, Detroit, MI, USA, 10–15 May 1999; pp. 907–912. doi: 10.1109/ROBOT.1999.772420.

18. Crowder R.: *A whole arm manipulator for hazardous environments*. In Proceedings of the 10th Annual British Robot Association Conference, Birmingham, UK, 12–14 May 1987; pp. 142–153. doi: 10.1007/978-3-662-12593-9_15.
19. Spudis P.D., Taylor G.J.: *The Roles of Humans and Robots Field Geologists on the Moon*. In 2nd Conference on Lunar Bases and Space Activities; Johnson Space Center, NASA: Houston, TX, USA, 1992; pp. 307–313.
20. Jau B.M.: *Dexterous telemanipulation with four fingered hand system*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Nagoya, Japan, 21–27 May 1995; Volume 1, pp. 338–343. doi: 10.1109/ROBOT.1995.525307.
21. Ali M.S., Engler C.: *NASA Technical Memorandum System Description Document for the Anthrobot-2: A Dexterous Robot Hand*; Technical report; NASA: Washington, DC, USA, 1991.
22. Biswal P., Mohanty P. K.: *Development of quadruped walking robots: A review*, Ain Shams Engineering Journal, Volume 12, Issue 2, 2021, Pages 2017-2031, ISSN 2090-4479, doi: 10.1016/j.asej.2020.11.005.
23. Kawamura K., Wilkes D.M., Kawamura K., Pack T., Bishay M., Barile J.: *Humanoids: Future robots for home and factory Quantitative assessment of sensory function in high-risk infants and children View project Array Processing View project Humanoids: Future Robots for Home and Factory*. In Proceedings of the First International Symposium on Humanoid Robots, Tokyo, Japan, 30–31 October 1996; pp. 53–62.
24. Cresswell K., Cunningham-Burley S., Sheikh A.: *Health care robotics: Qualitative exploration of key challenges and future directions*. J. Med. Internet Res. 2018, 20. doi: 10.2196/10410.
25. Huntsberger T., Rodriguez G., Schenker P.S.: *Robotics challenges for robotic and human Mars exploration*. In Proceedings of the 4th International Conference and Exposition on Robotics for Challenging Situations and Environments—Robotics 2000, Albuquerque, NM, USA, 27 February–2 March 2000; Volume 299, pp. 340–346. doi: 10.1061/40476(299)45.
26. Landis G.A.: *Robots and humans: Synergy in planetary exploration*. Acta Astronaut. 2004, 55, 985–990. doi: 10.1016/j.actaastro.2004.05.072.
27. Takanishi A., Cabibihan J., Matsumoto M., Dario P., Roccella S., Zecca M., Carrozza M., Ltoh K., Cappiello G., Miwa H.: *Design, fabrication and preliminary results of a novel anthropomorphic hand for humanoid robotics: RCH-1*. In Proceedings of the 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Sendai, Japan, 28 September–2 October 2004; Volume 1, pp. 266–271. doi: 10.1109/IROS.2004.1389363.
28. Broadbent E., Stafford R., MacDonald B.: *Acceptance of healthcare robots for the older population: Review and future directions*. Int. J. Soc. Robot. 2009, 1, 319–330. doi: 10.1007/s12369-009-0030-6.
29. Joseph A., Christian B., Abiodun A.A., Oyawale F.: *A review on humanoid robotics in healthcare*. In Proceedings of the MATEC Web of Conferences, Kuala Lumpur, Malaysia, 28–30 November 2017; Volume 153, p. 02004. doi: 10.1051/mateconf/201815302004.
30. Zuo K.J., Olson J.L.: *The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation*. Plast Surg (Oakv). 2014 Spring;22(1):44-51. PMID: 25152647; PMCID: PMC4128433.
31. **Szkopek J., Redlarski G.: *Artificial-Hand Technology—Current State of Knowledge in Designing and Forecasting Changes*. Appl. Sci. 2019, 9, 4090. doi: 10.3390/app9194090.**
32. Haines C.S., Lima M.D., Li N., Spinks G.M., Foroughi J., Madden J.D., Kim S.H., Fang S., De Andrade M.J., Göktepe F., et al.: *Artificial muscles from fishing line and sewing thread*. Science 2014, 343, 868–872. doi: 10.1126/science.1246906.

33. Brochu P., Pei Q.: *Advances in Dielectric Elastomers for Actuators and Artificial Muscles*. Macromol. Rapid Commun. 2010, 31, 10–36. doi: 10.1002/marc.200900425.
34. Kumar P., Lagoudas D.: *Introduction to Shape Memory Alloys*. In Metal and Ceramic Biomaterials: Volume II Strength and Surface; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 2008; pp. 63–90.
35. Shintake J., Rosset S., Schubert B., Floreano D., Shea H.: *Versatile Soft Grippers with Intrinsic Electroadhesion Based on Multifunctional Polymer Actuators*. Adv. Mater. 2016, 28, 231–238. doi: 10.1002/adma.201504264.
36. Shintake J., Cacucciolo V., Floreano D., Shea H.: *Soft Robotic Grippers*. Adv. Mater. 2018, 30, 1707035. doi: 10.1002/adma.201707035.
37. Kawasaki H., Komatsu T., Uchiyama K.: *Dexterous anthropomorphic robot hand with distributed tactile sensor: Gifu hand II*. IEEE/ASME Trans. Mech. 2002, 7, 296–303. doi: 10.1109/TMECH.2002.802720.
38. Cho K.J., Rosmarin J., Asada H.: *SBC hand: A lightweight robotic hand with an SMA actuator array implementing C-segmentation*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Roma, Italy, 10–14 April 2007; pp. 921–926. doi: 10.1109/ROBOT.2007.363103.
39. Jacobsen S., Johnson R., Biggers K., Iversen E., Knutti D.: *Design of the Utah/M.I.T. Dexterous Hand*. In Proceedings of the 1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation, San Francisco, CA, USA, 7–10 April 1986; Volume 3, pp. 1520–1532. doi: 10.1109/ROBOT.1986.1087395.
40. Taghavi M., Helps T., Rossiter J.: *Electro-ribbon actuators and electro-origami robots*. Sci. Robot. 2018, 3, 25. doi: 10.1126/scirobotics.aau9795.
41. Ito M., Saneyoshi K.: *Development of large-scale stacked-type electrostatic actuators for use as artificial muscles*. Adv. Robot. 2014, 28, 759–767. Doi: 10.1080/01691864.2013.867289.
42. Kellaris N., Venkata V.G., Smith G.M., Mitchell S.K., Keplinger C.: *Peano-HASEL actuators: Muscle-mimetic, electrohydraulic transducers that linearly contract on activation*. Sci. Robot. 2018, 3. doi: 10.1126/scirobotics.aar3276.
43. Netter F.H.: *Atlas of Human Anatomy*; Saunders/Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 2014.
44. Komatsu I., Lubahn J.D.: *Anatomy and Biomechanics of the Thumb Carpometacarpal Joint*. Oper. Tech. Orthop. 2018, 28, 1–5. doi: 10.1053/j.oto.2017.12.002.
45. Levangie P.K., Norkin C.C.: *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*; F.A. Davis Company: Philadelphia, PA, USA, 2011; p. 320.
46. Parida P.K., Biswal B.B.: *Design and Analysis of a Multifingered Robot Hand*. IAES Int. J. Robot. Autom. (IJRA) 2012, 1. ISSN: 2089-4856
47. Peña-Pitarch E., Falguera N.T., Yang J.J.: *Virtual human hand: Model and kinematics*. Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng. 2014, 17, 568–579. Doi: 10.1080/10255842.2012.702864
48. Krans J.L.: *How Do Muscles Contract? What Molecules Are Necessary for a Tissue to Change Its Shape?* <https://www.nature.com/scitable/topicpage/the-sliding-filament-theory-of-muscle-contraction-14567666> (data dostępu 15.05.2023 r.).
49. Hansen J.T., Koeppen B.M.: *Netter's Atlas of Human Physiology*; Saunders: Philadelphia, PA, USA, 2002.
50. Hu D., Howard D., Ren L.: *Biomechanical analysis of the human finger extensor mechanism during isometric pressing*, PLoS ONE, 2014, 9. doi: 10.1371/journal.pone.0094533.
51. Chappell P.H., Cranny A., Cotton D.P., White N.M., Beeby S.P.: *Sensory motor systems of artificial and natural hands*. Int. J. Surg. 2007, 5, 436–440. doi: 10.1016/j.ijsu.2006.06.028.

52. Abreira V.E., Ginty D.D.: *The Sensory Neurons of Touch*. *Neuron* 2013, 79, 618–639. doi: 10.1016/j.neuron.2013.07.051.
53. Owens D.M., Lumpkin E.A.: *Diversification and specialization of touch receptors in skin*. *Cold Spring Harb. Perspect. Med.* 2014, 4. doi: 10.1101/cshperspect.a013656.
54. Silvera-Tawil D., Rye D., Velonaki M.: *Artificial skin and tactile sensing for socially interactive robots: A review*. *Robot. Auton. Syst.* 2015, 63, 230–243. doi: 10.1016/j.robot.2014.09.008.
55. Napier J.R.: *The prehensile movements of the human hand*. *J. Bone Jt. Surgery. Br. Vol.* 1956, 38, 902–913. doi: 10.1302/0301-620X.38B4.902.
56. Cutkosky M.R.: *On Grasp Choice, grasp Models, and the Design of Hands for Manufacturing Tasks*. *IEEE Trans. Robot. Autom.* 1989, 5, 269–279. doi: 10.1109/70.34763.
57. Feix T., Romero J., Schmiedmayer H.B., Dollar A.M., Kragic D.: *The GRASP Taxonomy of Human Grasp Types*. *IEEE Trans. Hum. Mach. Syst.* 2016, 46. doi: 10.1109/THMS.2015.2470657.
58. Light C.M., Chappell P.H., Kyberd P.J.: *Establishing a standardized clinical assessment tool of pathologic and prosthetic hand function: Normative data, reliability, and validity*. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2002, 83, 776–783. doi: 10.1053/apmr.2002.32737.
59. Vazhapilli Sureshbabu A., Metta G., Parmiggiani A.: *A Systematic Approach to Evaluating and Benchmarking Robotic Hands—The FFP Index*. *Robotics* 2019, 8, 7. doi: 10.3390/robotics8010007.
60. Biagiotti L., Lotti F., Melchiorri C., Vassura G.: *How Far Is the Human Hand?* Technical Report; University of Bologna: Bologna, Italy, 2004.
61. Murray R.M., Li Z., Sastry S.S.: *A Mathematical Introduction to Robotic Manipulation*; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 1994; Volume 29, pp. 214–222.
62. Monestier J.: *Total Hand Prostheses*. U.S. Patent No 4,685,929, 11 August 1987.
63. Kargov A., Asfour T., Pylatiuk C., Oberle R., Klosek H., Schulz S., Regenstein K., Bretthauer G., Dillman R.: *Development of an anthropomorphic hand for a mobile assistive robot*. In *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Chicago, IL, USA, 28 June–1 July 2005; pp. 182–186. doi: 10.1109/ICORR.2005.1501080.
64. Dalley S.A., Wiste T.E., Withrow T.J., Goldfarb M.: *Design of a multifunctional anthropomorphic prosthetic hand with extrinsic actuation*. *IEEE/ASME Trans. Mech.* 2009, 14, 699–706. doi: 10.1109/TMECH.2009.2033113.
65. Paik J.K., Shin B.H., Bang Y.b., Shim Y.B.: *Development of an Anthropomorphic Robotic Arm and Hand for Interactive Humanoids*. *J. Bionic Eng.* 2012, 9, 133–142. doi: 10.1016/S1672-6529(11)60107-8.
66. <https://www.shadowrobot.com/dexterous-hand-series/> (data dostępu 15.05.2023 r.).
67. Okada T.: *Computer Control Of Multijointed Finger System For Precise Object-Handling*. *IEEE Trans. Syst. Man Cybern.* 1982, 12, 289–299. doi: 10.1109/TSMC.1982.4308818.
68. Loucks C., Starr G., Johnson V., Steele J., Boissiere P.: *Modeling and control of the stanford/JPL hand*. In *Proceedings of the 1987 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Raleigh, NC, USA, 31 March–3 April 1987; Volume 4, pp. 573–578. doi: 10.1109/ROBOT.1987.1088031.
69. Guo G., Gruver W.A., Qian X.: *A New Design for a Dexterous Robotic Hand Mechanism*. *IEEE Control Syst.* 1992, 12, 35–38. doi: 10.1109/37.204938.
70. Crisman J.D., Kanojia C., Zeid I.: *Graspar: A flexible, easily controllable robotic hand*. *IEEE Robot. Autom. Mag.* 1996, 3, 32–38. doi: 10.1109/100.511778.

71. Jung S.Y., Kang S.K., Lee M.J., Moon I.: *Design of robotic hand with tendon-driven three fingers*. In Proceedings of the ICCAS 2007—International Conference on Control, Automation and Systems, Seoul, Korea, 17–20 October 2007; pp. 83–86. doi: 10.1109/ICCAS.2007.4406884.
72. Zollo L., Roccella S., Guglielmelli E., Carrozza M.C., Dario P.: *Biomechatronic design and control of an anthropomorphic artificial hand for prosthetic and robotic applications*. IEEE/ASME Trans. Mech. 2007, 12, 418–429. doi: 10.1109/TMECH.2007.901936.
73. Price A.D., Jnifene A., Naguib H.E.: *Design and control of a shape memory alloy based dexterous robot hand*. Smart Mater. Struct. 2007, 16, 1401–1414. doi: 10.1088/0964-1726/16/4/055.
74. Wang L., DelPreto J., Bhattacharyya S., Weisz J., Allen P.K.: *A highly-underactuated robotic hand with force and joint angle sensors*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, San Francisco, CA, USA, 25–30 September 2011; pp. 1380–1385. doi: 10.1109/IROS.2011.6095147.
75. <https://robots.ieee.org/robots/jaco/> (data dostępu 15.05.2023 r.).
76. Furukawa N., Namiki A., Taku S. and Ishikawa M.: *Dynamic regrasping using a high-speed multifingered hand and a high-speed vision system*, Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006., Orlando, FL, USA, 2006, pp. 181-187, doi: 10.1109/ROBOT.2006.1641181.
77. You W.S., Lee Y.H., Oh H.S., Kang G., Choi H.R.: *Design of a 3D-printable, robust anthropomorphic robot hand including intermetacarpal joints*. Intell. Serv. Robot. 2019, 12, 1–16. doi: 10.1007/s11370-018-0267-8.
78. Jau B.: *Anthropomorphic Four Fingered Robot Hand And Its Glove Controller*. In Proceedings of the Twelfth Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Philadelphia, PA, USA, 1–4 November 1990; pp. 1940–1941. doi: 10.1109/IEMBS.1990.692093.
79. Ramos A.M., Gravagne I.A., Walker I.D.: *Goldfinger: A non-anthropomorphic, dextrous robot hand*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Detroit, MI, USA, 10–15 May 1999; Volume 2, pp. 913–919. doi: 10.1109/ROBOT.1999.772421.
80. Figliolini G., Rea P.: *Ca.U.M.Ha. robotic hand (cassino-underactuated-multifinger-hand)*. In Proceedings of the IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, Zurich, Switzerland, 4–7 September 2007. doi: 10.1109/AIM.2007.4412562.
81. Kaneko K., Harada K., Kanehiro F.: *Development of multi-fingered hand for life-size humanoid robots*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Pasadena, CA, USA, 14 September 2007; Volume 26, pp. 913–920. doi: 10.7210/jrsj.26.98.
82. Takeuchi H., Watanabe T.: *Development of a multi-fingered robot hand with softness changeable skin mechanism*. In Proceedings of the ISR 2010 (41st International Symposium on Robotics) and ROBOTIK 2010 (6th German Conference on Robotics), Munich, Germany, 7–9 June 2010. doi: 978-3-8007-3273-9.
83. Nagase J.Y., Wakimoto S., Satoh T., Saga N., Suzumori K.: *Design of a variable-stiffness robotic hand using pneumatic soft rubber actuators*. Smart Mater. Struct. 2011, 20. doi: 10.1088/0964-1726/20/10/105015.
84. Kim E.H., Lee S.W., Lee Y.K.: *A dexterous robot hand with a bio-mimetic mechanism*. Int. J. Precis. Eng. Manuf. 2011, 12, 227–235. doi: 10.1007/s12541-011-0031-x.
85. Mnyusiwalla H., Vulliez P., Gazeau J.P., Zegloul S.: *A New Dexterous Hand Based on Bio-Inspired Finger Design for Inside-Hand Manipulation*. IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Syst. 2016, 46, 809–817. doi: 10.1109/TSMC.2015.2468678.

86. Lee D.H., Park J.H., Park S.W., Baeg M.H., Bae J.H.: *KITECH-Hand: A Highly Dexterous and Modularized Robotic Hand*. IEEE/ASME Trans. Mech. 2017, 22, 876–887. doi: 10.1109/TMECH.2016.2634602.
87. Vinogradov O.: *Fundamentals of Kinematics and Dynamics of Machines and Mechanisms*; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 2000; pp. 6–7.
88. Vande Weghe M., Rogers M., Weissert M., Matsuoka Y.: *The ACT Hand: Design of the skeletal structure*. In Proceedings of the International Conference on Robotics & Automation, Kunming, China, 6–9 December 2004; pp. 3375–3379. doi: 10.1109/ROBOT.2004.1308775.
89. Xu Z., Kumar V., Matsuoka Y., Todorov E.: *Design of an anthropomorphic robotic finger system with biomimetic artificial joints*. In Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Rome, Italy, 24–27 June 2012; pp. 568–574. doi: 10.1109/BioRob.2012.6290710.
90. Controzzi M., Cipriani C., Jehenne B., Donati M., Carrozza M.C.: *Bio-inspired mechanical design of a tendon-driven dexterous prosthetic hand*. In Proceedings of the 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, Buenos Aires, Argentina, 31 August–4 September 2010; pp. 499–502. doi: 10.1109/IEMBS.2010.5627148.
91. Engler C.D.: *Design and Development of an Anthropomorphic Electro-Mechanical Hand with Exoskeletal Control for Reproduction of Human Hand Dexterity*. Ph.D. Thesis, Lehigh University, Bethlehem, PA, USA, 1988.
92. Schectman L.A.: *Artificial Robotic Hand*. U.S. Patent No 5,080,682, 14 January 1992.
93. Cho K.J., Rosemarin J., Asada H.: *Design of vast DOF artificial muscle actuators with a cellular array structure and its application to a five-fingered robotic hand*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Orlando, FL, USA, 15–19 May 2006; pp. 2214–2219. doi: 10.1109/ROBOT.2006.1642032.
94. Liu H., Wu K., Meusel P., Seitz N., Hirzinger G., Jin M., Liu Y., Fan S., Lan T., Chen Z.: *Multisensory five-finger dexterous hand: The DLR/HIT Hand II*. In Proceedings of the 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Nice, France, 22–26 September 2008; pp. 3692–3697. doi: 10.1109/IROS.2008.4650624.
95. Xu Z., Kumar V., Todorov E.: *A low-cost and modular, 20-DOF anthropomorphic robotic hand: Design, actuation and modeling*. In Proceedings of the IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, Atlanta, GA, USA, 15–17 October 2013; Volume 13, pp. 368–375. doi: 10.1109/HUMANOIDS.2013.7030001..
96. Peregrina M.A., Poveda A.R.: *Design and development of an open antropomorphic robotic hand development system*. In Proceedings of the 2018 IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems (CBS), Shenzhen, China, 25–27 October 2018; pp. 592–596. doi: 10.1109/CBS.2018.8612147
97. Bundhoo V., Park E.J.: *Design of an artificial muscle actuated finger towards biomimetic prosthetic hands*. In Proceedings of the 12th International Conference on Advanced Robotics, Seattle, WA, USA, 18–20 July 2005; Volume 2005, pp. 368–375. doi: 10.1109/ICAR.2005.1507437.
98. Çulha U., İda F.: *Enhancement of finger motion range with compliant anthropomorphic joint design*. Bioinspir. Biomim. 2016, 11. doi: 10.1088/1748-3190/11/2/026001
99. Deimel R., Brock O.: *A novel type of compliant and underactuated robotic hand for dexterous grasping*. Int. J. Robot. Res. 2016, 35, 161–185. doi: 10.1177/0278364915592961.
100. Qi P., Bai Y., Yang N., Xu Z., Ni R., Sun Y.: *Anthropomorphic Soft Pneumatic Fingers Towards Full Dexterity of Human Hand*. In Proceedings of the 2018 IEEE-RAS 18th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids), Beijing, China, 6–9 November 2018; pp. 381–386. doi: 10.1109/HUMANOIDS.2018.8625023.

101. LI G., LIU H., ZHANG W.: *Development of Multi-Fingered Robotic Hand With Coupled and Directly Self-Adaptive Grasp*. Int. J. Hum. Robot. 2012, 9. doi: 10.1109/HUMANOIDS.2018.8625023.
102. Lee Y.K., Shimoyama I.: *A skeletal framework artificial hand actuated by pneumatic artificial muscles*. Adv. Robot. 1998, 13, 349–350. doi: 10.1163/156855399X00838.
103. Yamano I., Maeno T.: *Five-fingered robot hand using ultrasonic motors and elastic elements*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Spain, 18–22 April 2005; pp. 2673–2678. doi: 10.1109/ROBOT.2005.1570517.
104. Nasser S., Rincon D., Rodriguez M.: *Design of an anthropomorphic underactuated hand prosthesis with passive-adaptive grasping capabilities*. In Proceedings of the Florida Conf. on Recent Advances in Robotics and Robot Showcase, Miami, FL, USA, 25–26 May 2006.
105. Saharan L., Tadesse Y.: *Robotic hand with locking mechanism using TCP muscles for applications in prosthetic hand and humanoids*. Bioinspir. Biomim. Bioreplication 2016, 9797. doi: 10.1117/12.2219535.
106. Nemoto Y., Ogawa K., Yoshikawa M.: *F3Hand: A Five-Fingered Prosthetic Hand Driven with Curved Pneumatic Artificial Muscles*. In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, Honolulu, HI, USA, 18–21 July 2018; pp. 1668–1671. doi: 10.1109/EMBC.2018.8512692.
107. Kim K.R., Jeong S.H., Kim P., Kim K.S.: *Design of Robot Hand With Pneumatic Dual-Mode Actuation Mechanism Powered by Chemical Gas Generation Method*. IEEE Robot. Autom. Lett. 2018, 3, 4193–4200. doi:10.1109/LRA.2018.2853763.
108. Nisal K., Ruhunge I., Subodha J., Perera C.J., Lalitharatne T.D.: *Design, implementation and performance validation of UOMPro artificial hand: Towards affordable hand prostheses*. In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, Seogwipo, Korea, 11–15 July 2017; pp. 909–912. doi: 10.1109/EMBC.2017.8036972.
109. Tavakoli M., De Almeida A.T.: *Adaptive under-actuated anthropomorphic hand: ISR-SoftHand*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, Chicago, IL, USA, 14–18 September 2014; pp. 1629–1634. doi: 10.1109/IROS.2014.6942773.
110. Yoshikawa M., Sato R., Higashihara T., Ogasawara T., Kawashima N.: *Rehand: Realistic electric prosthetic hand created with a 3D printer*. In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Milano, Italy, 25–29 August 2015; Volume 40, pp. 2470–2473. doi: 10.1109/EMBC.2015.7318894.
111. Wu L., Jung De Andrade M., Saharan L.K., Rome R.S., Baughman R.H., Tadesse Y.: *Compact and low-cost humanoid hand powered by nylon artificial muscles*. Bioinspir. Biomim. 2017, 12. doi: 10.1088/1748-3190/aa52f8.
112. Lovchik C., Aldridge H., Diftler M.: *Design of the NASA Robonaut Hand*; Technical Report; NASA: Washington, DC, USA, 1999. doi: 10.1115/IMECE1999-0113.
113. Grebenstein M., Chalon M., Hirzinger G., Siegwart R.: *Antagonistically driven finger design for the anthropomorphic DLR hand arm system*. In Proceedings of the 2010 10th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, Nashville, TN, USA, 6–8 December 2010; pp. 609–616. doi: 10.1109/ICHR.2010.5686342.
114. Xiong C.H., Chen W.R., Sun B.Y., Liu M.J., Yue S.G., Chen W.B.: *Design and Implementation of an Anthropomorphic Hand for Replicating Human Grasping Functions*. IEEE Trans. Robot. 2016, 32, 652–671. doi: 10.1109/TRO.2016.2558193.
115. Tsujiuchi N., Koizumi T., Nishino S., Komatsubara H., Kudawara T., Hirano M.: *Development of Pneumatic Robot Hand and Construction of Master-Slave System*. J. Syst. Des. Dyn. 2008, 2, 1306–1315. doi: 10.1299/jsdd.2.1306.

116. Carrozza M.C., Cappiello G., Micera S., Edin B.B., Beccai L., Cipriani C.: *Design of a cybernetic hand for perception and action*. Biol. Cybern. 2006, 95, 629–644. doi: 10.1007/s00422-006-0124-2.
117. Mahmoud R., Ueno A., Tatsumi S.: *Dexterous mechanism design for an anthropomorphic artificial hand: Osaka City University Hand I*. In Proceedings of the 2010 10th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, Nashville, TN, USA, 6–8 December 2010; pp. 180–185. doi: 10.1109/ICHR.2010.5686843.
118. Grebenstein M., Albu-Schäffer A., Bahls T., Chalon M., Eiberger O., Friedl W., Gruber R., Haddadin S., Hagn U., Haslinger R., et al.: *The DLR hand arm system*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Shanghai, China, 9–13 May 2011; pp. 3175–3182. doi: 10.1109/ICRA.2011.5980371.
119. Yi S.H.: *Electronic Artificial Hand*. US Patent 0303633; filed 28 June 2018, and issued 25 October 2018.
120. El Kady A.M., Mahfouz A.E., Taher M.F.: *Mechanical design of an anthropomorphic prosthetic hand for shape memory alloy actuation*. In Proceedings of the 2010 5th Cairo International Biomedical Engineering Conference, Cairo, Egypt, 16–18 December 2010; pp. 86–89. doi: 10.1109/CIBEC.2010.5716078.
121. Lee J.H., Okamoto S., Matsubara S.: *Development of Multi-Fingered Prosthetic Hand Using Shape Memory Alloy Type Artificial Muscle*. Comput. Technol. Appl. 2012, 3, 477–484.
122. Gaiser I., Schulz S., Kargov A., Klosek H., Bierbaum A., Pylatiuk C., Oberle R., Werner T., Asfour T., Bretthauer G., et al.: *A new anthropomorphic robotic hand*. In Proceedings of the 2008 8th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, Daejeon, Korea, 1–3 December 2008; pp. 418–422. doi: 10.1109/ICHR.2008.4755987.
123. Kontoudis G.P., Liarokapis M.V., Zisimatos A.G., Mavrogiannis C.I., Kyriakopoulos K.J.: *Open-source, anthropomorphic, underactuated robot hands with a selectively lockable differential mechanism: Towards affordable prostheses*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, Hamburg, Germany, 28 September–2 October 2015; Volume 40, pp. 5857–5862. doi: 10.1109/IROS.2015.7354209.
124. **Szkopek J.: (2019). Wielofunkcyjne urządzenia haptyczne – projekt chwytaka antropomorficznego. Niepełnosprawność - Zagadnienia, Problemy, Rozwiązania, 7-22.**
125. Belter J.T., Dollar A.M.: *Performance characteristics of anthropomorphic prosthetic hands*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Zurich, Switzerland, 29 June–1 July 2011. doi: 10.1109/ICORR.2011.5975476.
126. Belter J.T., Segil J.L., Dollar A.M., Weir R.F.: *Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review*. J. Rehabil. Res. Dev. 2013, 50, 599–618. doi: 10.1682/JRRD.2011.10.0188.
127. https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/bebionic/bebionic-Hands-%26-Gloves/Ottobock-bebionic-Hand/p/BB1000~50_B (data dostępu 15.05.2023 r.).
128. Röthling F., Haschke R., Steil J.J., Ritter H.: *Platform portable anthropomorphic grasping with the Bielefeld 20-DOF Shadow and 9-DOF TUM Hand*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, San Diego, USA, 29 October–2 November 2007; pp. 2951–2956. doi: 10.1109/IROS.2007.4398963.
129. Controzzi M., Cipriani C., Carrozza M.C.: *Design of artificial hands: A review*. Springer Tracts Adv. Robot. 2014, 95, 219–246. doi: 10.1007/978-3-319-03017-3_11.
130. Lai J.C., Schoen M.P., Perez Gracia A., Naidu D.S., Leung S.W.: *Prosthetic devices: Challenges and implications of robotic implants and biological interfaces*. Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med. 2007, 221, 173–183. doi: .org/10.1243/09544119JEIM210.

131. Weir R.F.: *Design of artificial arms and hands for prosthetic applications*. In Standard Handbook of Biomedical Engineering & Design; McGraw-Hill: New York, NY, USA, 2003; pp. 32.1–32.61.
132. Del Cura V.O., Cunha F.L., Aguiar M.L., Cliquet A.: *Study of the different types of actuators and mechanisms for upper limb prostheses*. *Artif. Organs* 2003, 27, 507–516. doi: 10.1046/j.1525-1594.2003.07000.x.
133. Redman T.R.: *The Design of a Robotic Hand with Multiple Actuators for Children*. Ph.D. Thesis, University of Southampton, Southampton, UK, 2016.
134. Kim Y.J., Lee Y., Kim J., Lee J.W., Park K.M., Roh K.S., Choi J.Y.: *RoboRay hand: A highly backdrivable robotic hand with sensorless contact force measurements*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Hong Kong, China, 31 May–7 June 2014; pp. 6712–6718. doi: 10.1109/ICRA.2014.6907850.
135. Sonoda T., Godler I.: *Multi-fingered robotic hand employing strings transmission named "twist drive"*. In Proceedings of the 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Taipei, Taiwan, 18–22 October 2010; pp. 2733–2738. doi: 10.1109/IROS.2010.5652886.
136. Lotti F., Tiezzi P., Vassura G., Biagiotti L., Palli G., Melchiorri C.: *Development of UB Hand 3: Early results*. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Spain, 18–22 April 2005; pp. 4488–4493. doi: 10.1109/ROBOT.2005.1570811.
137. Thayer N., Priya S.: *Design and implementation of a dexterous anthropomorphic robotic typing (DART) hand*. *Smart Mater. Struct.* 2011, 20. doi: 10.1088/0964-1726/20/3/035010.
138. Yang D.P., Zhao J.D., Gu Y.K., Wang X.Q., Li N., Jiang L., Liu H., Huang H., Zhao D.W.: *An Anthropomorphic Robot Hand Developed Based on Underactuated Mechanism and Controlled by EMG Signals*. *J. Bionic Eng.* 2009, 6, 255–263. doi: 10.1016/S1672-6529(08)60119-5.
139. Xu Z.: *Design and Control of an Anthropomorphic Robotic Hand: Learning Advantages From the Human Body & Brains*, University of Washington, 2015.
140. Toshiyuki D., Wakimoto S., Suzumori K., Mori K.: *Proposal of flexible robotic arm with thin McKibben actuators mimicking octopus arm structure*. 2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) (2016): 5503-5508.
141. Tondu B.: *Modelling of the McKibben artificial muscle: A review*. *J. Intell. Mater. Syst. Struct.* 2012, 23, 225–253. doi: 10.1177/1045389X11435.
142. Miertsch L., Bannasch R., Schwenk H., Schulz A., Boblan I., Prietzel F.: *A Human-Like Robot Hand and Arm with Fluidic Muscles: Biologically Inspired Construction and Functionality*. In Embodied Artificial Intelligence; Springer: Berlin/Heidelberg, Germany, 2010; pp. 160–179. doi: 10.1007/978-3-540-27833-7_12.
143. Pfeiffer C., DeLaurentis K., Mavroidis C.: *Shape memory alloy actuated robot prostheses: Initial experiments*. In Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.99CH36288C), Detroit, MI, USA, 10–15 May 1999; Volume 3, pp. 2385–2391. doi: 10.1109/ROBOT.1999.770462.
144. Lafontaine S., Hunter I., Wieringa P., Vandesteeg N., Madden P., Takshi A., Madden J., Anquetil P., Pytel R.: *Artificial Muscle Technology: Physical Principles and Naval Prospects*. *IEEE J. Ocean. Eng.* 2004, 29, 706–728. doi: 10.1109/JOE.2004.833135.
145. Mirvakili S.M., Hunter I.W.: *Artificial Muscles: Mechanisms, Applications, and Challenges*. *Adv. Mater.* 2018, 30. doi: 10.1002/adma.201704407.
146. Delaurentis K.J., Mavroidis C., Pfeiffer C., Technologies C., River T.: *Development of a Shape Memory Alloy Actuated Robotic Hand*. In Proceedings of the 7th International Conference on New Actuators (ACTUATOR 2000), Bremen, Germany, 19–21 June 2000.

147. Bundhoo V., Haslam E., Birch B., Park E.J.: *A shape memory alloy-based tendon-driven actuation system for biomimetic artificial fingers, part I: Design and evaluation*. *Robotica* 2009, 27, 131–146. doi: 10.1017/S026357470800458X.
148. Atasoy A., Kaya E., Toptas E., Kuchimov S., Kaplanoglu E., Ozkan M.: *24 DOF EMG controlled hybrid actuated prosthetic hand*. In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, Orlando, FL, USA, 16–20 August 2016; pp. 5059–5062. doi: 10.1109/EMBC.2016.7591864.
149. Andrianesis K., Tzes A.: *Design of an anthropomorphic prosthetic hand driven by shape memory alloy actuators*. In Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, Scottsdale, AZ, USA, 19–22 October 2008; pp. 517–522. doi: 10.1109/BIOROB.2008.4762907.
150. Kaplanoglu E.: *Design of shape memory alloy-based and tendon-driven actuated fingers towards a hybrid anthropomorphic prosthetic hand*. *Int. J. Adv. Robot. Syst.* 2012, 9. doi: 10.5772/51276.
151. He Z.H., Bottinelli R., Pellegrino M.A., Ferenczi M.A., Reggiani C.: *ATP consumption and efficiency of human single muscle fibers with different myosin isoform composition*. *Biophys. J.* 2000, 79, 945–961. doi: 10.1016/S0006-3495(00)76349-1.
152. Hunter I., Lafontaine S.: *A comparison of muscle with artificial actuators*. In Proceedings of the Technical Digest IEEE Solid-State Sensor and Actuator Workshop, Hilton Head Island, SC, USA, 22–25 June 1992; pp. 178–185. doi: 10.1109/SOLSEN.1992.228297.
153. Barclay C.J.: *Energy demand and supply in human skeletal muscle*. *J. Muscle Res. Cell Motil.* 2017, 38, 143–155. doi: 10.1007/s10974-017-9467-7.
154. *Muscle Isometric Contraction—An Overview, ScienceDirect Topics*. <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/muscle-isometric-contraction> (data dostępu 15.05.2023 r.).
155. *Properties of SMA Material from SmartWires company*. <https://smartwires.eu/index.php?controller=cms&id cms category=2> (data dostępu 15.05.2023 r.).
156. *Properties of SMA Material from Dynalloy company*. http://www.dynalloy.com/tech_data_wire.php (data dostępu 15.05.2023 r.).
157. Sheng J., Chen H., Qiang J., Li B., Wang Y.: *Thermal, Mechanical, and Dielectric Properties of a Dielectric Elastomer for Actuator Applications*. *J. Macromol. Sci. Part B* 2012, 51, 2093–2104. doi: 10.1080/00222348.2012.659617.
158. La T.G., Lau G.K.: *Enhanced dielectric strength and actuation of acrylic elastomer with silicone gel encapsulation*. In *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2016*; International Society for Optics and Photonics: Bellingham, WA, USA, 2016. doi: 10.1117/12.2219564.
159. Major A., Project Q., Hunt W.: *Polymer Artificial Muscles Controls and Applications with Low-Cost Twist Insertion Fiber Actuators*; Technical report; Worcester Polytechnic Institute: Worcester, MA, USA, 2015. doi: 10.1016/S1369-7021(07)70048-2.
160. Saharan L., De Andrade M.J., Saleem W., Baughman R.H., Tadesse Y.: *IGrab: Hand orthosis powered by twisted and coiled polymer muscles*. *Smart Mater. Struct.* 2017, 26. doi: 10.1088/1361-665X/aa8929.
161. Haines C., Baughman R.H., Lima M.D., Rome R.S., Wu L., Jung de Andrade M., Tadesse Y.: *Nylon-muscle-actuated robotic finger*. In *Active and Passive Smart Structures and Integrated Systems 2015*; International Society for Optics and Photonics: Bellingham, WA, USA, 2015. doi: 10.1117/12.2084902.
162. Khan E., Srinivasan S. M.: *A New Approach to the Design of Helical Shape Memory Alloy Spring Actuators*, *Smart Materials Research*, vol. 2011, Article ID 167195, 5 pages, 2011. doi: 10.1155/2011/167195.
163. Kim D., Choi H.R., Koo J.C., Nam J.D., Park J.K., Chuc N.H., Lee Y., Vuong N.H.L.: *Multi-jointed robot finger driven by artificial muscle actuator*. In Proceedings of the 2009

- IEEE International Conference on Robotics and Automation, Kobe, Japan, 12–17 May 2009; pp. 587–592. doi: 10.1109/ROBOT.2009.5152720.
164. Tadesse Y., Grange R.W., Priya S.: *Synthesis and cyclic force characterization of helical polypyrrole actuators for artificial facial muscles*. Smart Mater. Struct. 2009, 18. doi: 10.1088/0964-1726/18/8/085008.
 165. Crowder R.: *Local actuation of multijointed robotic fingers*. In Proceedings of the International Conference on Control '91, Edinburgh, UK, 25–28 March 1991; pp. 48–52. ISBN: 0-85296-509-5.
 166. Xu Z., Todorov E.: *Design of a highly biomimetic anthropomorphic robotic hand towards artificial limb regeneration*. In Proceedings of the 2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Stockholm, Sweden, 16–21 May 2016; pp. 3485–3492. doi: 10.1109/ICRA.2016.7487528.
 167. Wilkinson D., Weghe M., Matsuoka Y.: *An extensor mechanism for an anatomical robotic hand*. In Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.03CH37422), Taipei, Taiwan, 14–19 September 2003; Volume 1, pp. 238–243. doi: 10.1109/ROBOT.2003.1241602.
 168. **Rzyman G., Szkopek J., Redlarski G., Palkowski A.: *Upper Limb Bionic Orthoses: General Overview and Forecasting Changes*. Appl. Sci. 2020, 10, 5323. doi: 10.3390/app10155323.**
 169. Morecki A., Busko Z., Gasztold H., Jaworek K.: *Synthesis and control of the anthropomorphic two-handed manipulator*. In Proceedings of the 10th International Symposium on Industrial Robots, Milan, Italy, 5–7 March 1980.
 170. Bogue R.: Recent developments in MEMS sensors: *A review of applications, markets and technologies*. Sens. Rev. 2013, 33, 300–304. doi: 10.1108/SR-05-2013-678.
 171. Wei Q., Xie B., Lu Y., Chen D., Chen J., Wang J.: *An Analytical Method for Modelling Pull-In Effect during Anodic Bonding*. Proceedings 2018, 2, 969. doi: 10.3390/proceedings2130969.
 172. Lardies J., Arbey O., Berthillier M.: *Analysis of the pull-in voltage in capacitive mechanical sensors*. International Conference on Multidisciplinary Design Optimization and Applications, Jun 2010, Paris, France.
 173. Diteesawat R.S., Fishman A., Helps T., Taghavi M., Rossiter J.: *(2020) Closed-Loop Control of Electro-Ribbon Actuators*. Front.Robot. AI 7:557624. doi: 10.3389/frobt.2020.557624.
 174. Zhang W. M., Meng G., Chen D.: *Stability, Nonlinearity and Reliability of Electrostatically Actuated MEMS Devices*. Sensors 2007, 7, 760-796. doi: 10.3390/s7050760.
 175. Castro B., Diteesawat R. S., Taghavi M., Rossiter J.: *Modular simulation framework for Electro-ribbon Actuators 2021 IEEE 4th International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*, New Haven, CT, USA, 2021, pp. 215-221, doi: 10.1109/RoboSoft51838.2021.9479259.
 176. Go D. B., Pohlman D. A.: *A mathematical model of the modified Paschen's curve for breakdown in microscale gaps*. Journal of Applied Physics 15 May 2010; 107 (10): 103303. doi: 10.1063/1.3380855.
 177. Kellaris N., Venkata V.G., Rothmund P., Keplinger C.: *An analytical model for the design of Peano-HASEL actuators with drastically improved performance (2019)* Extreme Mechanics Letters, 29, doi: 10.1016/j.eml.2019.100449.
 178. Mitchell S.K., Wang X., Acome E., Martin T., Ly K., Kellaris N., Venkata V.G., Keplinger C.: *An Easy-to-Implement Toolkit to Create Versatile and High-Performance HASEL Actuators for Untethered Soft Robots*. Adv Sci (Weinh). 2019 Jun 11;6(14):1900178. doi: 10.1002/advs.201900178. PMID: 31380206; PMCID: PMC6662077.

179. Szkopek J., Redlarski G., Żak A.: *Electrostatic Zipping Actuators—Analysis of the Pull-In Effect Depending on the Geometry Parameters*. *Energies* 2021, 14, 8355. doi: 10.3390/en14248355.
180. Ostachowicz W., Kudela P., Krawczuk M., Zak A.: *Guided Waves in Structures for SHM: The Time-domain Spectral Element Method*; Wiley: Hoboken, NJ, USA, 2012; ISBN 978-0-470-97983-9.
181. Stehling, F. C., & Meka, P.: *Heat sealing of semicrystalline polymer films. II. Effect of melting distribution on heat-sealing behavior of polyolefins*. *Journal of applied polymer science*, 51 (1), 105-119.
182. Loveless A.M., Meng G., Ying Q., et al.: *The Transition to Paschen's Law for Microscale Gas Breakdown at Subatmospheric Pressure*. *Sci Rep*, 9, 5669 (2019). doi: 10.1038/s41598-019-42111-2.
183. Go D. B., Pohlman D. A.: *A mathematical model of the modified Paschen's curve for breakdown in microscale gaps*. *Journal of Applied Physics* 107 (2010): 103303.
184. Rospars J.P., Meyer-Vernet N.: *Force per cross-sectional area from molecules to muscles: a general property of biological motors*. *R Soc Open Sci*. 2016 Jul 20;3(7):160313. doi: 10.1098/rsos.160313. PMID: 27493785; PMCID: PMC4968477.
185. Cutts A. J., et al.: *Ratios of cross-sectional areas of muscles and their tendons in a healthy human forearm*. *Journal of anatomy* 176 (1991): 133-7.
186. Edsfeldt S., Rempel D., Kurska K., Diao E., Lattanza L.: *In vivo flexor tendon forces generated during different rehabilitation exercises*, *Journal of Hand Surgery, European Volume*, vol. 40, no. 7, pp. 705–710, 2015.
187. Kerkhof F.D., van Leeuwen T., Vereecke E.E.: *The digital human forearm and hand*. *J Anat*. 2018 Nov;233(5):557-566. doi: 10.1111/joa.12877. Epub 2018 Sep 17. PMID: 30225930; PMCID: PMC6183001.
188. Marzke M.W., Marzke R.F., Linscheid R.L., Smutz P., Steinberg B., Reece S., An K.N.: *Chimpanzee thumb muscle cross sections, moment arms and potential torques, and comparisons with humans*. *Am. J. Phys. Anthropol.*, 110: 163-178. doi: 10.1002/(SICI)1096-8644(199910)110:2<163::AID-AJPA4>3.0.CO;2-A.

WYKAZ RYSUNKÓW

Rys. 2.1. Podstawowe zagadnienia mechanizmów ludzkiej dłoni: a) układ kostny dłoni (na podstawie grafiki <i>Mariana Ruiz Villarreal</i>), b) budowa i działanie sarkomeru (na podstawie grafiki <i>Wim Lammers</i>)	13
Rys. 2.2. Taksonomia chwytów ludzkiej dłoni <i>Feix'a</i> [57]	15
Rys. 2.3. Wykres liczby konstrukcji dłoni o różnych konfiguracjach palców w czasie [31]	16
Rys. 2.4. Konstrukcje dłoni robotycznych o różnej liczbie palców: a) 3 palce [76], b) 4 palce [77], c) 5 palców [66].....	16
Rys. 2.5. Rodzaje przegubów stosowane w chwytakach antropomorficznych: a) przegub kulowy [97], b) przeguby uniwersalne [88], c) biomimiczna struktura układu więzadłowego [89]	18
Rys. 2.6. Rodzaje rozwiązań konstrukcyjnych kciuka: a) złożona kinematyka biomimiczna [118], b) w stałej opozycji [183], c) manualna konfiguracja położenia w dłoni protetycznej [127].....	19
Rys. 2.7. Narastająca w czasie złożoność kinematyki istniejących dłoni robotycznych [31]	20
Rys. 2.8. Rodzaje konstrukcji wykorzystujących silniki elektryczne w roli napędu: a) silniki BLDC umieszczone bezpośrednio przy przegubach [134], b) konstrukcja poruszana siłownikami liniowymi [84], c) system Twist-Drive [135].....	22
Rys. 2.9. Rodzaje pneumatycznych siłowników: a) siłowniki liniowe i aparatura sterująca [139], b) zasada działania mięśnia <i>McKibben'a</i> [140], c) mięsień skonstruowany przez Autora w ramach pracy dyplomowej, d) dłoń <i>ShadowHand</i> bazująca na mięśniach <i>McKibben'a</i> [128]	24
Rys. 2.10. Siłowniki z grupy sztucznych mięśni: a) stopy z pamięcią kształtu SMA [162], b) zasada działania elastomerów dielektrycznych [144], c) siłowniki polimerowe TCP [111].....	27
Rys. 2.11. Wykres liczebności zastosowań siłowników z poszczególnych grup w dłoniach robotycznych w czasie [31].....	28
Rys. 2.12. Rodzaje transmisji ruchu w chwytakach antropomorficznych: a) sztywne połączenia mechaniczne [82], b) system blokowy sprzęgający przeguby [103], c) sprężysty element między poruszonym członem a napędem [85], d) biomimiczna sieć cięgien [166].....	29
Rys. 2.13. Wykres zależności stopni ruchu DoM i liczby siłowników w dłoniach robotycznych w kolejnych latach [31]	31
Rys. 3.1. Koncepcja elastycznego siłownika elektrostatycznego	32
Rys. 3.2. Mechanizmy i parametry urządzeń mikro-elektromechanicznych: a) uproszczony schemat działania pojedynczej jednostki [172], b) zjawisko pull-in opisane na charakterystykach mechaniczno-napięciowych układu MEMS [172], c) napięcie i odkształcenie pull-in na charakterystyce napięciowej [174].....	33
Rys. 3.3. Typowa budowa i mechanizm działania elastycznych siłowników elektrostatycznych [40].....	34
Rys. 3.4. Koncepcja miniaturowych ogniwo elektrostatycznych: a) schemat budowy wielowarstwowego siłownika [41], b) prototyp mięśnia [41]	35
Rys. 3.5. Elektrostatyczne siłowniki HASEL: a) idea działania [42], b) szeregowo siłowniki w konfiguracji kurczącej [42], c) szeregowo siłowniki w konfiguracji rozszerzającej [178].....	36
Rys. 4.1. Rozpatrywany model siłownika elektrostatycznego w symulacjach numerycznych [179].....	38
Rys. 4.2. Charakterystyki mechaniczne wykorzystywanych materiałów: a) stanowisko do prób statycznego rozciągania, b) charakterystyki folii stalowej, c) charakterystyki folii PET, d) charakterystyki folii PET ciętej wzdłuż i w poprzek kierunku walcowania	39
Rys. 4.3. Metodologia obliczania sił elektrostatycznych	40



Rys. 4.4. Schemat zastępczy siłownika elektrostatycznego rozpatrywanego w symulacjach numerycznych.....	40
Rys. 4.5. Model siłownika elektrostatycznego w programie Abaqus: a) definicja sekcji do kalkulacji sił elektrostatycznych, b) więzy i siła obciążająca siłownika, c) płaszczyzna ograniczająca zakres ruchu.....	43
Rys. 4.6. Schemat działania programu symulacyjnego	45
Rys. 4.7. Wyniki analiz numerycznych dla kolejnych iteracji programu symulacyjnego	46
Rys. 4.8. Charakterystyki mechaniczne siłowników o różnych wymiarach geometrycznych: a) dla wybranych długości, b) dla wybranych szerokości [179].....	49
Rys. 4.9. Charakterystyki napięciowo-odkształceniowe dla czterech wartości długości siłownika [179]	50
Rys. 4.10 Odkształcenie pull-in siłowników elektrostatycznych: a) metodyka wyznaczania wartości granicznej, b) charakterystyka odkształcenia pull-in w zależności od długości siłownika dla wstępnego odkształcenia 10% [179].....	51
Rys. 4.11. Rozkład sił elektrostatycznych na powierzchni siłowników o różnych długościach ...	52
Rys. 4.12. Parametry pracy siłowników o różnych odkształceniach wstępnych: (a) charakterystyka mechaniczna, (b) charakterystyki napięciowe, (c) charakterystyka odkształcenia pull-in [179]	53
Rys. 4.13. Rozkład sił elektrostatycznych na powierzchni siłowników o różnych odkształceniach początkowych.....	54
Rys. 4.14. Parametry pracy siłowników o różnych grubościach izolatora: (a) charakterystyka mechaniczna, b) charakterystyka odkształcenia pull-in, c) charakterystyki napięciowe [179]....	55
Rys. 4.15. Rozkład sił elektrostatycznych na powierzchni siłowników o różnych grubościach izolatora.....	56
Rys. 4.16. Parametry pracy siłowników o różnych długościach zgrzewu: a) charakterystyka mechaniczna, b) charakterystyki napięciowe, c) charakterystyka odkształcenia pull-in [179]....	57
Rys. 4.17. Rozkład sił elektrostatycznych na powierzchni siłowników o różnych długościach zgrzewu	58
Rys. 5.1. Technika spawania laserowego polimerów: a) koncepcja procesu łączenia warstw (grafika wzorowana na laserfocusworld.com), b) stanowisko badawcze.....	61
Rys. 5.2. Zależność wytrzymałości spoiny od temperatury procesu zgrzewania (opracowano na podstawie [181]).....	62
Rys. 5.3. Wyniki statycznej próby rozciągania zgrzanych folii dla różnej siły docisku: a) statystyki przeprowadzonych testów, b) przebieg próby z małą siłą docisku, c) przebieg próby ze średnią siłą docisku, d) przebieg próby z dużą siłą docisku	64
Rys. 5.4. Zdjęcia mikroskopowe spoin o różnej sile docisku podczas zgrzewania: a) ~1,3 kPa, b) ~9,3 kPa, c) 20 kPa.....	65
Rys. 5.5. Wytrzymałość spoin w zależności od prędkości przejazdu lasera.....	66
Rys. 5.6. Wytrzymałość spoin w zależności od mocy lasera	67
Rys. 5.7. Wytrzymałość spoin dla różnych grubości zgrzewanych folii PET.....	68
Rys. 5.8. Elektrody z folii stalowej po obróbce laserem światłowodowym.....	69
Rys. 5.9. Siłownik elektrostatyczny z elektrodami w formie farby elektroprzewodzącej: a) siłownik przed przystąpieniem do testów statycznych, b) siłownik po testach pełnego zakresu ruchu	70
Rys. 5.10. Dokładność wykonania elektrod metodą napyłania próżniowego srebra: a) elektrody bezpośrednio po napyleniu, b) elektrody po jednorazowym potarciu.....	71

Rys. 5.11. Złote elektrody napyłane magnetronowo: a) proces napyłania, b) maski z kształtem elektrod, c) napyłone elektrody, d) ostrość brzegów naniesionej warstwy przewodnika.....	72
Rys. 5.12. Stanowisko do badania wytrzymałości elektrycznej.....	73
Rys. 5.13. Statystyki wytrzymałości elektrycznej folii PET o różnych grubościach	74
Rys. 5.14. Mikro-pory folii PET o grubości 6 μm : a) ujęcie z mikroskopu optycznego, b) pojedynczy por uchwycony przez mikroskop elektronowy	75
Rys. 5.15. Konstrukcja siłownika elektrostatycznego zbudowanego na potrzeby rozprawy doktorskiej: a) obrona geometria, b) przyjęta struktura kompozytowa, c) prototyp widok z góry, d) warstwy prototypu	76
Rys. 6.1. Rodzaje chwytaków wykorzystywanych w testach prototypów siłowników: a) pneumatyczny, b) zaciskowy.....	79
Rys. 6.2. Charakterystyki mechaniczne prototypów o różnych długościach.....	80
Rys. 6.3. Niesymetryczność spoin na brzegach siłownika	80
Rys. 6.4. Charakterystyki mechaniczne prototypów o różnych szerokościach	81
Rys. 6.5. Charakterystyki mechaniczne prototypów o różnych szerokościach i odkształceniach wstępnych zestawione z wartościami teoretycznymi	82
Rys. 6.6. Charakterystyki mechaniczne prototypów o różnych grubościach izolatora	83
Rys. 6.7. Aparatura i wyniki testów żywotności prototypów: a) mechanizm symulujący mechaniczny ruch siłownika, b) zmiana rezystancji elektrody w zależności od wykonanych cykli, c) powierzchnia elektrody w jednym ze zginanych miejsc d) powierzchnia elektrody w najwrażliwszym zwężeniu przy brzegu siłownika	85
Rys. 6.8. Schemat elektryczny układu pomiarowego	86
Rys. 6.9. Charakterystyki napięciowe dla siłowników o różnych długościach.....	87
Rys. 6.10. Charakterystyki napięciowe dla siłowników o różnych szerokościach.....	88
Rys. 6.11. Charakterystyki napięciowe dla siłowników o różnych grubościach izolatora	89
Rys. 6.12. Charakterystyki napięciowe dla siłownika o różnych odkształceniach początkowych	90
Rys. 6.13. Pętle histerezy siłownika elektrostatycznego dla różnych odkształceń wstępnych: a) 15%, b) 30%, c) 45%	91
Rys. 6.14. Siłownik unoszony siłą napięcia powierzchniowego ciekłego dielektryka	92
Rys. 6.15. Odpowiedź siłownika na wymuszenie skokowe o amplitudzie od 90 V do 180 V przy wstępnym odkształceniu 15%	93
Rys. 6.16. Odpowiedź siłownika na wymuszenie skokowe o amplitudzie od 260 V do 350 V przy wstępnym odkształceniu 30%	94
Rys. 6.17. Odpowiedź siłownika na wymuszenie skokowe o amplitudzie od 440 V do 530 V przy wstępnym odkształceniu 45%	94
Rys. 6.18. Odpowiedzi siłownika na wymuszenie prostokątne i sinusoidalne dla różnych odkształceń wstępnych: a) 15%, b) 30%, c) 45%.....	96

WYKAZ TABEL

Tabela 2.1. Rodzaje siłowników bazujących na silnikach elektrycznych [31]	21
Tabela 2.2. Porównanie parametrów siłowników pneumatycznych.....	25
Tabela 2.3. Porównanie parametrów siłowników z kategorii sztucznych mięśni z ludzkim mięśniem	26
Tabela 4.1. Wstępne porównanie modeli pod względem geometrycznym [179]	48
Tabela 6.1. Zestawienie pojemności siłowników o różnych konfiguracjach.....	84
Tabela 7.1. Porównanie elastycznych siłowników elektrostatycznych różnych autorów	100
Tabela 7.2. Podstawowe parametry najważniejszych mięśni szkieletowych ręki	101