



ROZPRAWA DOKTORSKA

**Zastosowanie elastycznych poduszek z cieczą  
magnetoreologiczną  
w konstrukcji chwytaka szczękowego robota**

**Marcin BIAŁEK**

Promotor: **prof. dr hab. inż. Andrzej Milecki**

Promotor pomocniczy: **dr inż. Dominik Rybarczyk**

Poznań, 2023

*Mojej żonie i rodzicom.*

*Dziękuję Panu dr hab. inż. Cezaremu Jędrzyńce prof. PP,  
za pomoc w realizacji badań i wsparcie merytoryczne.*

## Streszczenie

W ramach niniejszej pracy podjęto badania nad opracowaniem nowatorskiego chwytaka szczękowego manipulatora, w którym zastosowano ciecz magnetoreologiczną (ang. magnetorheological fluid - MRF), umieszczoną w dwóch elastycznych poduszkach. Rozdział pierwszy zawiera wstęp do pracy. Omówiono w nim genezę tematu, nakreślono podjęte obszary badawcze oraz wskazano zastosowania badanego chwytaka. W rozdziale drugim omówiono dotychczasowe dokonania w obszarze opracowania i właściwości różnych cieczy MR. Przedstawiono ich główne parametry oraz charakterystyki, a także pokazano różne możliwości zastosowań. Zamieszczono przykłady chwytaków, w których zastosowano taką ciecz. W rozdziale trzecim zdefiniowano cele pracy oraz jej tezę. W rozdziale czwartym, omówiono szerzej właściwości wybranych cieczy MR. Wykonano również rozpoznanie możliwości ich zastosowania w chwytaku robota. Zaproponowano koncepcję jego budowy, a następnie przedstawiono propozycję obwodu magnetycznego. Wykonano badania rozkładu pola magnetycznego w poduszce. Zaproponowane konstrukcje dwóch poduszek, w których umieszczono ciecz MR, zostały omówione w rozdziale piątym. W rozdziale szóstym przedstawiono budowę chwytaka z poduszkami. Opisano stanowisko badawcze oraz wyniki badań sił wyciągania różnych obiektów, ze szczęk chwytaka. W rozdziale siódmym opisano rezultaty badań eksperymentalnych, zastosowania chwytaka z poduszkami MR na robocie kartezyjskim typu UR3e. Ocenę zaproponowanych rozwiązań oraz podsumowanie i wnioski zawarto w rozdziale ósmym.

## Abstract

Within the scope of this work, research has been undertaken on the development of a novel jaw gripper of a manipulator that uses magnetorheological fluid (MRF) housed in two elastic cushions. The first chapter contains an introduction to the work. It discusses the genesis of the topic, outlines the research areas undertaken and indicates the applications of the gripper under study. Chapter two discusses the achievements to date in the area of development and properties of various MR fluids. Their main parameters and characteristics are presented, and various applications are indicated. Examples of grippers in which such a fluid was used are included. Chapter three defines the objectives of the work and its thesis. In the fourth chapter, the properties of selected MR fluids are discussed in more detail. Recognition of the possibility of their application in a robot gripper was also performed. The concept of its construction and then its magnetic circuit was proposed. A study of the magnetic field distribution in the cushion was performed. The proposed designs of two cushions in which MR fluid was housed are discussed in Chapter Five. Chapter six presents the construction of the gripper with cushions. The experimental setup and results of tests of the gripper pulling-out forces are presented. In the seventh chapter, the results of experimental studies of the application of the gripper with MR cushions on the UR3e Cartesian robot are described. An evaluation of the proposed solutions, as well as a summary and conclusions, are included in Chapter Eight.

## Spis treści

Streszczenie.....	3
Abstract.....	3
Wykaz ważniejszych oznaczeń i skrótów.....	5
1. Wstęp.....	8
2. Przegląd źródeł literaturowych.....	9
2.1. Ciecz magnetoreologiczna (MR).....	9
2.2. Model cieczy MR i parametry jej pracy.....	11
2.3. Chwytki robotów.....	15
2.4. Zastosowanie cieczy MR w chwytakach.....	19
3. Sformułowanie celów i tematu pracy.....	27
3.1. Definicja obszaru i motywacja podjęcia tematyki pracy.....	27
3.2. Zakres pracy.....	28
4. Obwód magnetyczny i koncepcja szczęki chwytaka.....	30
4.1. Wybór źródła pola magnetycznego.....	30
4.2. Konstrukcja szczęki ze źródłem pola magnetycznego.....	38
4.3. Parametry obwodu magnetycznego.....	42
4.4. Badania symulacyjne obwodu magnetycznego.....	44
4.5. Podsumowanie badań symulacyjnych.....	53
5. Budowa poduszki z cieczą MR.....	57
5.1. Geometrie poduszki.....	57
5.2. Model teoretyczny i symulacyjny poduszki.....	58
5.3. Technologia druku 3D i dobór materiału na poduszkę MR.....	62
5.4. Badania doświadczalne poduszki.....	71
6. Badania chwytaka z poduszkami MR.....	81
6.1. Budowa chwytaka.....	81
6.2. Metoda pomiaru siły wyciągania obiektu ze szczęk.....	83
6.3. Wyniki badań siły przy wyciąganiu obiektu ze szczęk.....	87
6.4. Porównanie wyników z danymi literaturowymi.....	93
7. Badania zastosowania chwytaka z poduszkami MR na robocie przemysłowym.....	96
7.1. Metoda badania przenoszenia obiektów.....	96
7.2. Wyniki badań sił przy przenoszeniu obiektów.....	100
8. Podsumowanie i wnioski.....	105
9. Bibliografia.....	109

## Wykaz ważniejszych oznaczeń i skrótów

MES	ang. Finite Element Method, Metoda elementów skończonych
EM	ang. Electromagnet, elektromagnes
FDM	ang. Fused Deposition Modeling, osadzanie topionego materiału
FFF	ang. Fused Filament Fabrication
MH	ang. Magnetic Holder, uchwyt magnetyczny
MR	ang. Magnetorheological, magnetoreologiczny
MRF	ang. Magnetorheological Fluid, ciecz magnetoreologiczna
TPU	ang. Thermoplastic polyurethane, termoplastyczny poliuretan
UJG	ang. Universal Jamming Gripper
$a$	przyspieszenie ruchu robota [ $\text{mm/s}^2$ ]
$A_C$	powierzchnia, na którą działa siła pochodząca od ściskania [ $\text{mm}^2$ ]
$A_S$	powierzchnia, na którą działa siła ścinania pochodząca od obiektu [ $\text{mm}^2$ ]
$B$	wartość indukcji pola magnetycznego [T]
$B_N$	składowa normalna wartości indukcji pola magnetycznego [T]
$c_s$	współczynnik ściśliwości poduszki [-]
$d$	średnica chwytanego obiektu [mm]
$d_K$	szerokość powierzchni kontaktu poduszki chwytaka z powierzchnią kulki [mm]
$d_{pm}$	średnica magnesu trwałego [mm]
$E$	moduł Young'a materiału wewnątrz poduszki [Pa]
$F_B$	siła nacisku trzpienia zależna od $z_B$ [N]
$F_C$	siła ściskania [N]
$F_F$	siła pochodząca od tarcia [N]
$F_I$	siła pochodząca od zakleszczenia obiektu w poduszkach [N]
$F_{MH}$	wartość siły przyciągania źródła pola magnetycznego [N]
$F_N$	siła normalna [N]
$F_n$	maksymalne obciążenie sprężyny [N]
$F_P$	siła nacisku szczęk [N]
$F_{Psr}$	średnia wartość siły nacisku szczęk [N]
$F_S$	siła pochodząca od ścinania [N]
$F_{Sp}$	siła reakcji sprężyny [N]
$F_T$	siła trzymająca obiekt [N]
$F_V$	siła pochodząca od zassania powietrza wewnątrz poduszek [N]
$F_W$	siła wyciągania obiektu ze szczęk [N]
$f_a$	współczynnik adaptacyjności poduszki [-]

$f_b$	współczynnik siły wyciągania obiektu [-]
$f_g$	wskaźnika siły wyciągania obiektu ze szczęk chwytaka [-]
$f_T$	wskaźnik średniej zmiany siły nacisku szczęk w trakcie ruchu horyzontalnego – określa stabilność chwytu [%]
$f_{WMR}$	wzrost maksymalnej siły wyciągania po wprowadzeniu pola magnetycznego [%]
$g$	przyspieszenie grawitacyjne [ $m/s^2$ ]
$g_m$	parametr opisujący wysokość magnesu trwałego [mm]
$H$	wartość natężenia pola magnetycznego [A/m]
$j$	szerokość części przekroju chwytaka odpowiedzialnej za zakleszczenie obiektu [mm]
$k$	stała sprężyny [-]
$k_j$	współczynnik określający szerokość jarzma [-]
$k_{pm}$	współczynnik określający średnicę magnesu trwałego [-]
$l$	długość uginanego ramienia [mm]
$m$	masa [g]
$m(B)$	współczynnik szybkości ścinania zależne od wartości indukcji pola magnetycznego $B$ [-]
$O_T$	obiekt wykorzystywany w badaniach przenoszenia elementów [-]
$O_W$	obiekt wykorzystywany w badaniach wyciągania elementów ze szczęk [-]
$p(h)$	ciśnienie hydrostatyczne działające na wewnętrzne ścianki poduszki [Pa]
$p_0$	ciśnienie atmosferyczne [Pa]
$p_T$	punkt trajektorii ruchu kiści robota [-]
$P_W$	wariant poduszki wykorzystywanej w badaniach [-]
$P_V$	objętość poduszki [ml]
$r$	odcinek pomiarowy stanowiący promień wycinka poduszki [mm]
$R$	promień chwytanej kulki [mm]
$s_k$	zadane przemieszczenie obiektu wyciąganego ze szczęk [mm]
$s_l$	mierzona odległość przesunięcia obiektu wyciąganego ze szczęk [mm]
$S_P$	sprężyna wykorzystana w konstrukcji chwytaka [-]
$S_W$	szczęka wykorzystywany w badaniach wyciągania elementów [-]
$t$	czas [s]
$v$	prędkość ruchu robota [mm/s]
$w_j$	szerokość jarzma [mm]
$w_r$	szerokość jarzma i szczeliny powietrznej [mm]
$x$	wysokość kontaktu ściany bocznej i powierzchni poduszki [mm]
$z$	odległość źródła pola magnetycznego od poduszki [mm]
$z_0$	wysokość słupa cieczy [m]
$z_B$	przemieszczenie trzpienia w poduszce [mm]

$\dot{\gamma}$	prędkość ścinania [1/s]
$\eta$	lepkość cieczy [Pa·s]
$\eta_P$	współczynnik lepkości dynamicznej [Pa·s]
$\mu$	współczynnik określający przenikalność magnetyczną danego materiału [H/m]
$\mu_F$	współczynnik tarcia [-]
$\theta$	kąt kontaktu poduszki chwytaka z powierzchnią kulki [rad]
$\rho$	gęstość cieczy znajdującej się wewnątrz zbiornika [kg/m <sup>3</sup> ]
$\sigma$	naprężenia normalne [Pa]
$\tau$	wartość naprężeń stycznych [Pa]
$\tau_{0B}$	wartość naprężeń stycznych zależnych od wartości indukcji pola magnetycznego, występujące w modelu Bingham'a [Pa]
$\tau_{0H}$	wartość naprężeń stycznych zależnych od wartości natężenia pola magnetycznego, występujące w modelu Bingham'a [Pa]
$\tau_B$	naprężenia ścinające występujące w cieczy MR, zależne od wartości indukcji pola magnetycznego $B$ [Pa]
$\tau_y$	wartość naprężenia granicznego [Pa]

## 1. Wstęp

Chwytki są powszechnie stosowane jako oprzyrządowanie technologiczne manipulatorów. Umożliwiają one interakcję robotów z obiektami znajdującymi się w ich obszarze roboczym. Najczęściej polega ona na chwyceniu, przemieszczeniu i puszczeniu obiektu, a co za tym idzie na zmianie jego położenia i orientacji w przestrzeni. Chwytki stanowią grupę urządzeń o szerokim zakresie zróżnicowania ukierunkowanego na dostosowanie do rodzaju i budowy (kształtu) chwytanego elementu. Ich budowa oraz działanie są stale modyfikowane, dostosowywane do potrzeb i rozwijane zarówno przez jednostki naukowe, jak i przemysłowe. W niektórych zastosowaniach manipulatorów występuje potrzeba chwytania elementów kruchych lub delikatnych, o nieregularnych tzw. swobodnych kształtach. Wymaga to opracowania zarówno specjalizowanych chwytaków, jak i kontroli procesu chwytania obiektów i ich wypuszczania. W pracy doktorskiej podjęto badania nad opracowaniem chwytaka szczękowego, adaptującego się do powierzchni i kształtu obiektu chwytanego. Zaproponowano zastosowanie w nim poduszek, wypełnionych cieczą magnetoreologiczną (ang. magnetorheological fluid – MRF lub MR fluid). Zmienia ona swoje właściwości (tutaj sztywność) pod wpływem pola magnetycznego, pozwalając tym samym na dostosowanie poduszek do kształtu chwytanego obiektu.

W związku z tym, w niniejszej pracy przedstawiono również zjawiska charakteryzujące ciecze o zmiennych właściwościach. Należą do nich, między innymi ciecze MR. W obecności pola magnetycznego zachowuje się ona jak ciecz nienewtonowska, a przy jego braku przejawia charakter cieczy newtonowskiej. Badania nad wykorzystaniem tych cieczy rozpoczęły się w latach 40-tych XX wieku [1], a różnego rodzaju urządzenia wykorzystujące je, są projektowane, badane i produkowane w różnych jednostkach naukowych i przemysłowych.

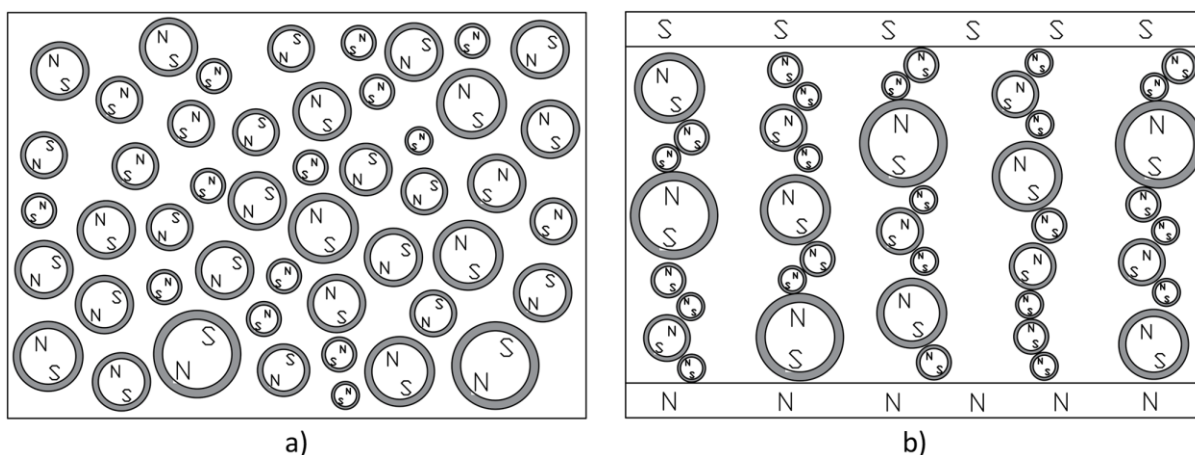
W szczególności w niniejszej pracy podjęto prace badawcze nad zastosowaniem cieczy MR, w poduszkach chwytaka szczękowego. Celem dysertacji było opracowanie możliwie lekkiej konstrukcji szczęk z poduszkami z cieczą MR, które można łatwo zaimplementować w komercyjnie dostępnych chwytakach. Takie rozwiązanie może być szczególnie przydatne w robotach o stosunkowo małym udźwigu.



## 2. Przegląd źródeł literaturowych

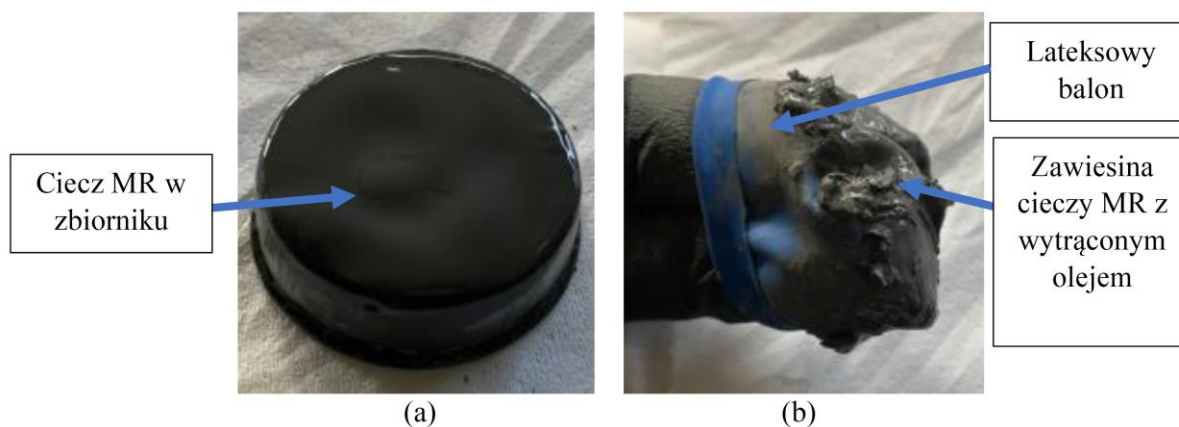
### 2.1. Ciecz magnetoreologiczna (MR)

Ciecz MR, to koloidalna zawiesina magnetycznie spolaryzowanych cząstek ferromagnetycznych o mikronowej skali w cieczy nośnej, którą najczęściej jest olej [2]. Zaliczana jest do materiałów nazywanych inteligentnymi (ang. smart materials) [3], które zmieniają swoje właściwości pod wpływem zewnętrznego bodźca. W przypadku cieczy MR jest nim pole magnetyczne. W grupie materiałów magnetoreologicznych znajdują się również pianki i elastomery [4]. W skład cieczy MR wchodzi niemagnetyczny ciekły nośnik, taki jak olej węglowodorowy, mineralny albo silikonowy [5], a także nafta, glikol, woda, perfluoropolyether, ponyphenylether albo multialkilowany cyklopentan [2]. Występują w niej także miękkie, sferyczne cząsteczki ferromagnetyczne w postaci np. żelaza karbonylowego, tlenków żelaza, stopów żelaza z kobaltem albo stopów niklu, których średnica mieści się w zakresie 0,1  $\mu\text{m}$  do 20  $\mu\text{m}$  [2], [6], [7]. Cząsteczki ferromagnetyczne pokrywane są powierzchniowo aktywną powłoką ochronną np. kwasem oleinowym [2], która przeciwdziała siłom Van der Waalsa i siłom przyciągania magnetycznego, prowadzącym do aglomeracji cząstek. Rozróżniamy dwa stany w jakich może znajdować się ciecz MR [5]. Pierwszy z nich to stan wyłączenia (ang. off-state), gdy w obszarze cieczy nie ma zewnętrznego źródła pola magnetycznego (rys. 1a). Ma ona wówczas właściwości zbliżone do bazowej cieczy nośnej, czyli np. oleju. Drugi, to stan załączenia (ang. on-state), w którym przez obszar cieczy przechodzi pole magnetyczne. Wtedy występuje w niej tzw. „zjawisko magnetoreologiczne”, polegające na tworzeniu się łańcuchów cząstek ferromagnetycznych, uformowanych wzdłuż linii pola magnetycznego (rys. 1b). Zjawisko to wynika z oddziaływania pola magnetycznego na dipole magnetyczne cząsteczek (przyciągania lub odpychania), powodującego przemieszczanie się cząstek, co zmniejsza reluktancję magnetyczną cieczy. Powstałe w ten sposób łańcuchy ograniczają ruch cząstek ferromagnetycznych, a co za tym idzie zwiększają opory przepływu cieczy MR. Zwiększa się wówczas tzw. lepkość pozorna zawiesiny MR. Siły działające na cząstki przy tworzeniu tych struktur łańcuchowych, są zależne od wartości indukcji przyłożonego pola magnetycznego. Przy odpowiednio dużej indukcji magnetycznej ciecz MR przechodzi w ciało stałe, tym samym indukcja wpływa na granicę plastyczności cieczy MR [8].



Rys. 1. Budowa cieczy MR – cząsteczki ferromagnetyczne w cieczy nośnej, pokryte powłoką ochronną (oznaczoną kolorem szarym): a) przy braku pola magnetycznego, b) w obecności pola magnetycznego

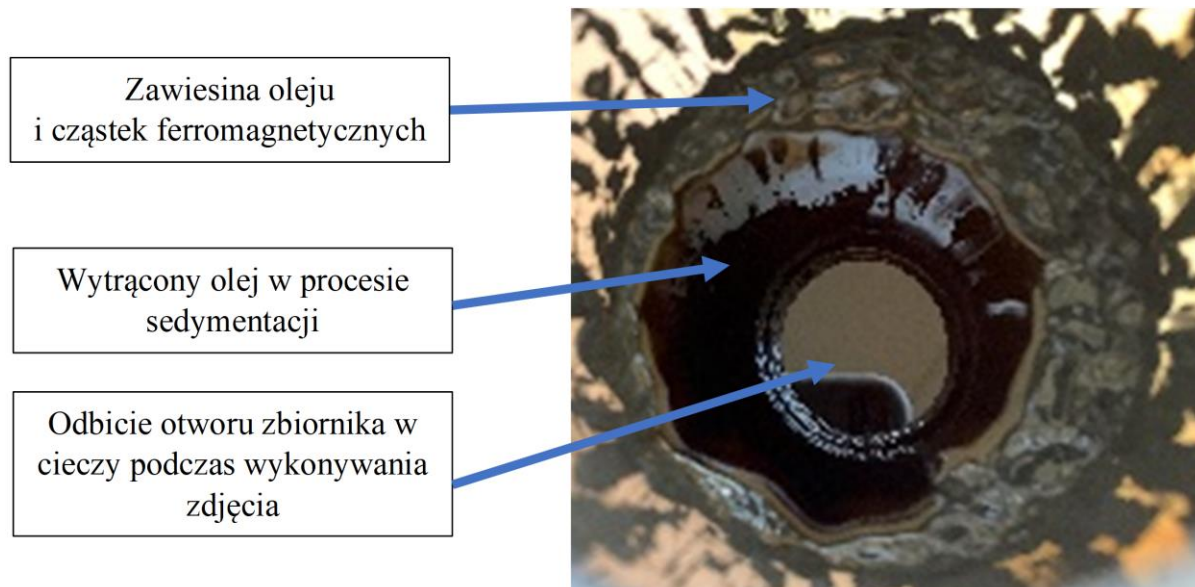
Przy braku zewnętrznego pola magnetycznego, właściwości cieczy MR zależą głównie od samej cieczy nośnej. Dotyczy to między innymi jej charakterystyk przepływu w różnych temperaturach, w tym zmian lepkości i właściwości smarnych. Magnetyczne momenty dipolowe cząstek w cieczy są zorientowane przypadkowo, a ich wypadkowy wektor magnetyczny ma wartość zerową [2], [9]. Możliwy jest swobodny ruch cząstek, czyli ich przepływ w nośniku, w tym opadanie grawitacyjne.



Rys. 2. Zdjęcia cieczy magnetoreologicznej (wykonana przez autora: a) przechowywanej w szczelnie zamkniętym pojemniku, b) umieszczonej na kilka dni w lateksowym balonie - widoczny jest efekt występowania zjawiska wytrącenia części oleistej, w wyniku reakcji cieczy z materiałem balonu

Rysunek 2a przedstawia ciecz MR, która charakteryzuje się strukturą ciekłej zawiesiny koloru ciemnoszarego. Na rysunek 2b przedstawiono zdjęcie lateksowego balonu, który trzy tygodnie wcześniej wypełniono cieczą MR. Środki smarne oparte na bazie olejów mineralnych w kontakcie z lateksem, powodują zmniejszenie oddziaływań pomiędzy łańcuchami polimerów. Na powierzchni

odstawionej próbki można było zaobserwować wytrącanie się części oleistej cieczy. Kontakt lateksu z próbką cieczy MR spowodował złuszczenie i rozerwanie cienkiej ścianki balonu. Materiały, które można wykorzystać na zbiornik cieczy MR, zostaną omówione w dalszej części pracy. W przypadku cieczy MR znajdujących się przez dłuższy czas w bezruchu, występuje zjawisko tzw. sedymentacji. Jest nim grawitacyjne osadzenie cząstek ferromagnetycznych. Powoduje to rozdzielenie części nośnika (najczęściej oleju) od cząstek ferromagnetycznych. Zdjęcie zbiornika z cieczą MR, która uległa sedymentacji pokazano na rysunku 3.



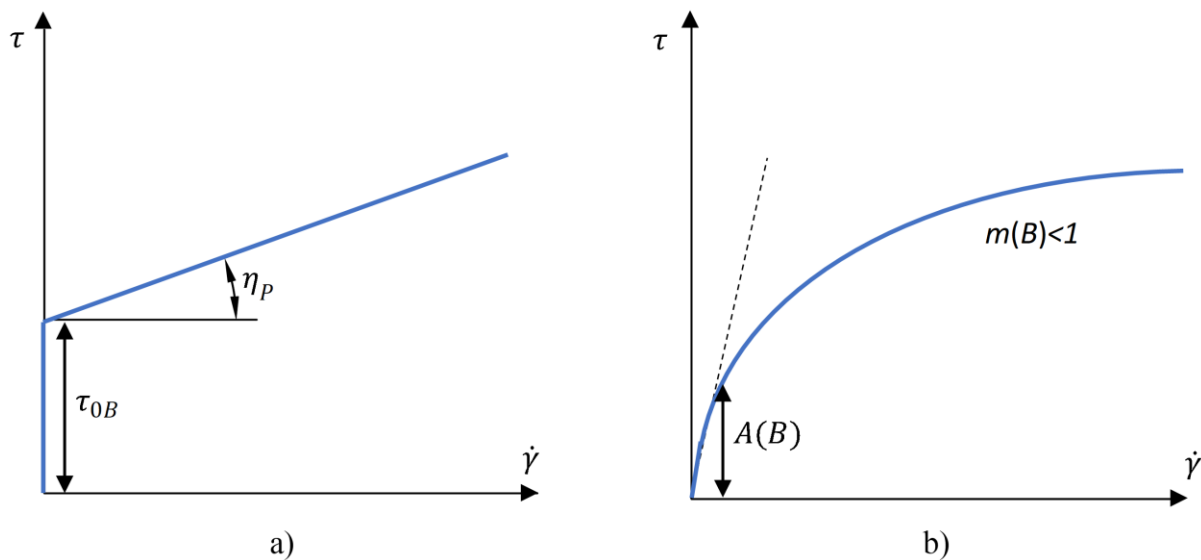
Rys. 3. Sedymentacja cieczy MR typu LORD MRF-140CG w zbiorniku

Ciecze MR znajdują swoje główne zastosowanie praktyczne w produkowanych amortyzatorach zawieszania pojazdów samochodowych [10], [11] oraz w fotelach kierowcy [12]. Ciecze te są także stosowane w amortyzatorach podwozia statków powietrznych [13], w sprzęgłach [14], [15], [16] i hamulcach [17]. Były także prowadzone badania nad ich zastosowaniem w inżynierii biomedycznej [18], we wspomagających osoby niewidome urządzeniach haptycznych [19], [20], [21] oraz w protezach [22], [23], [24].

## 2.2. Model cieczy MR i parametry jej pracy

Ciecze MR stanowią grupę materiałów prawie doskonale miękkich magnetycznie, co przejawia się brakiem występowania w nich histerezy magnetycznej [2]. Odpowiednie dobranie i zaprojektowanie źródła pola magnetycznego pozwala zmieniać lepkość pozorną cieczy MR w przestrzeniach, w których występuje pole magnetyczne wpływając na lokalne zagęszczenie i usztywnienie jej struktury. Publikacją bardzo dobrze opisującą zagadnienia związane z cieczami MR jest praca [9], która zawiera kompendium wiedzy na ich temat. Sam model matematyczny został dokładnie omówiony w pracy [25], między innymi z użyciem równań Maxwell'a na przykładzie

projektowania amortyzatora MR. Dwa wybrane modele cieczy MR przedstawiono na rysunku 4, gdzie na rysunku 4a pokazano model Bingham'a, a na rysunku 4b model potęgowy. Naprężenie styczne  $\tau_{0H}$  [Pa] lub  $\tau_{0B}$  [Pa] jest zależne od wartości odpowiednio natężenia pola magnetycznego  $H$  [A/m] albo indukcji magnetycznej  $B$  [T]. Jeżeli naprężenie styczne jest mniejsze od  $\tau_{0H}$  dla odpowiadającej wartości  $H$ , to ciecz zachowuje się jak ciało stałe. Naprężenie jest wówczas proporcjonalne do odkształcenia zgodnie z modelem ciała Hooke'a.



Rys. 4. Charakterystyki teoretyczne: a) model Bingham'a [2], b) model potęgowy [26]

Równanie opisujące model Bingham'a można zapisać:

$$\tau = \tau_y(B) + \eta_p \cdot \dot{\gamma} \quad (2.1)$$

gdzie:  $\tau$  [Pa] to wartość naprężeń stycznych,  $\tau_y$  [Pa] to wartość naprężenia granicznego występującego dla danej wartości indukcji pola magnetycznego  $B$ ,  $\eta_p$  [Pa·s] to współczynnik lepkości dynamicznej, a  $\dot{\gamma}$  [1/s] to prędkość ścinania.

W pracy [26] zaproponowano inny model teoretyczny cieczy MR. Opiera się on o interpolację modelem potęgowym, który można zapisać następującym wzorem:

$$\tau = A(B, \dot{\gamma}) \dot{\gamma}^{m(B)} \quad (2.2)$$

gdzie:  $A$  [-] to parametr zgodności, a  $m(B)$  [-] to współczynnik szybkości ścinania zależny od wartości indukcji pola magnetycznego  $B$  [26].

Taki model można zastosować także przy niskich wartościach indukcji pola magnetycznego. Podsumowując powyższy opis cieczy MR w stanie wyłączenia pola magnetycznego można stwierdzić, że ciecz MR zachowuje się jak ciecz newtonowska. Z kolei w momencie załączenia pola, zachowuje się zgodnie z plastycznym modelem Bingham'a (rys. 4a) lub przy małych prędkościach ścinania i wartościach indukcji pola magnetycznego, zgodnie z modelem potęgowym (rys. 4b).

Przy doborze odpowiedniej cieczy MR do danej aplikacji, należy mieć na uwadze zakładany czas jej reakcji na pojawienie się pola magnetycznego. Wyższa koncentracja cząstek ferromagnetycznych przejawia się krótszym czasem reakcji, ale w takim przypadku do zmiany parametrów cieczy wymagana jest większa wartość indukcji magnetycznej [27]. Przykładowe zestawienie wybranych parametrów cieczy firmy LORD pokazano w tabeli 1.

Tabela 1. Zestawienie przykładowych cieczy MR pod kątem wpływu zawartości cząstek ferromagnetycznych na czas reakcji i uzyskaną wartość indukcji magnetycznej [27]

Ciecz MR	Udział cząstek ferromagnetycznych [%]	Wartość indukcji magnetycznej [mT]	Czas reakcji na wzrost do 1A [ms]
MRF-122EG	72,00	286	8,7
MRF-132DG	80,98	342	12,4
MRF-140CG	85,44	387	14,5

Na podstawie przeprowadzonego przeglądu literatury i dostępności cieczy MR, a w szczególności kosztów, wybrano do rozważań trzy różne ciecze, przedstawione w tabeli 2. Zaznaczono również jaki był charakter wykorzystania poszczególnych cieczy (badania symulacyjne i/lub eksperymentalne).

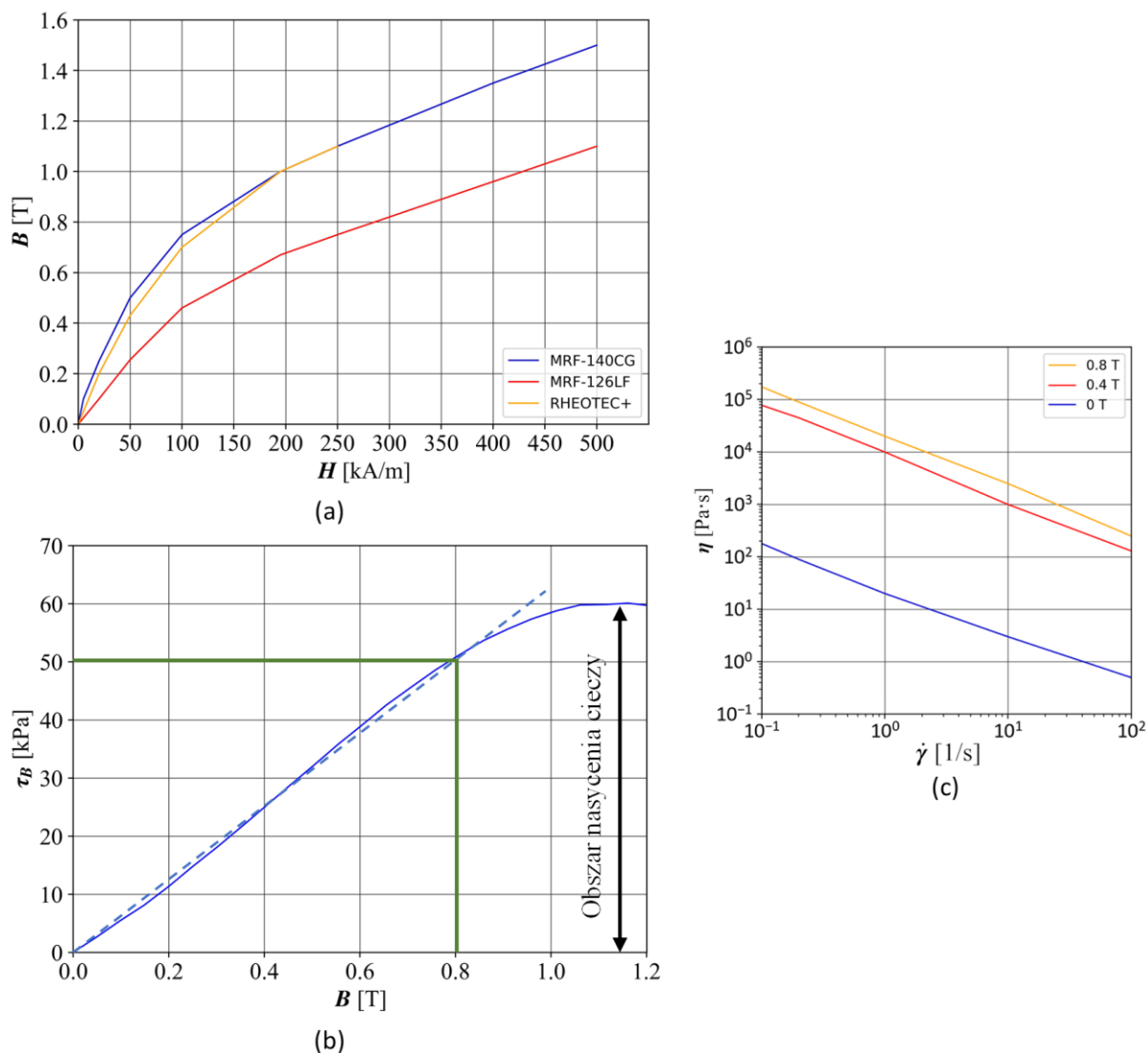
Tabela 2. Dane cieczy MR wykorzystywanych w ramach dysertacji: MRF-140CG [28], ARUS MR TECH RHEOTEC+ [29], LORD MRF-126LF [30]

Ciecz MR Parametr	LORD MRF-140CG	ARUS MR TECH RHEOTEC+	LORD MRF-126LF
lepkość, [Pa·s] (przy 40°C)	0,280 ± 0,070	0,240 ± 0,027	0,070 ± 0,020
gęstość [g/cm <sup>3</sup> ]	3,54-3,74	3,1-3,3	2,64 – 2,84
Zawartość cząstek stałych według wagi [%]	85,44	84	78
Maksymalne naprężenia plastyczne [kPa] at 180 kA/m	69±5	~57	~39
Czas zakupu	~10 lat	Kupiona w lipcu 2022 r.	-
Wykorzystanie	eksperymenty/symulacje	eksperymenty/symulacje	symulacje

Na rysunku 5a przedstawiono podstawowe charakterystyki określające ciecze MR, czyli zależności indukcji  $B$  od natężenia  $H$  pola magnetycznego, przy czym stosuje się następujący wzór:

$$B = \mu H \quad (4.10)$$

gdzie:  $\mu$  [H/m] jest zmiennym współczynnikiem określającym przenikalność magnetyczną danego materiału.



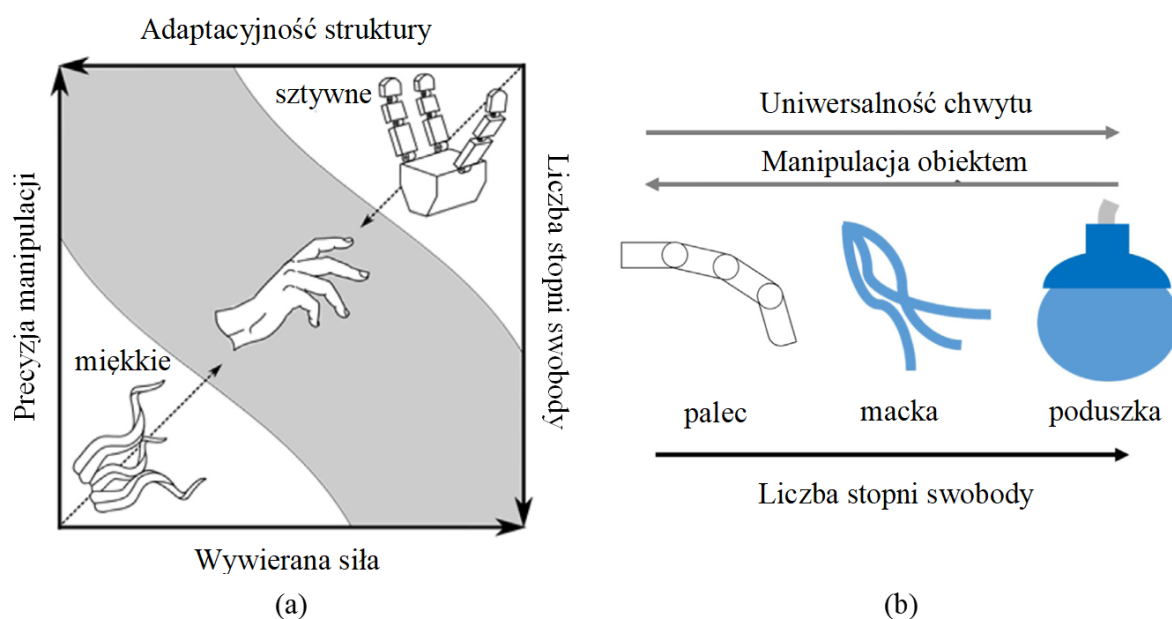
Rys. 5. Charakterystyki cieczy MR: a) indukcja magnetyczna w funkcji natężenia pola magnetycznego [28], [29], [30], b) zależność naprężeń ścinających  $\tau_B$  dla MRF-140CG od indukcji pola magnetycznego [32], c) zależność lepkości od prędkości ścinania dla cieczy MRF-140CG [33]

W przypadku cieczy MR relacja  $B-H$  jest nieliniowa. Sposób aproksymacji krzywej  $B-H$  został szczegółowo opisany w [31]. Drugą charakterystyką cieczy MR jest relacja naprężeń ścinających do indukcji pola magnetycznego (rys. 5b) [32]. Jak widać na tym rysunku, ciecz MR charakteryzuje ograniczony zakres uzyskiwanych naprężeń ścinających. Zależność wartości naprężenia od indukcji pola magnetycznego ma charakter liniowy do pewnej wartości indukcji, wynoszącej ok. 0,8 T (rys. 5b). Określa ona obszar nasycenia, gdzie dalsze zwiększanie jej wartości nie wpływa na wzrost naprężeń ścinających.

Wprowadzenie pola magnetycznego do cieczy MR, zmienia jej lepkość pozorną. Rośnie ona wraz ze wzrostem natężenia pola magnetycznego. Lepkość cieczy zmniejsza się wraz ze wzrostem szybkości ścinania (rys. 5c) [33].

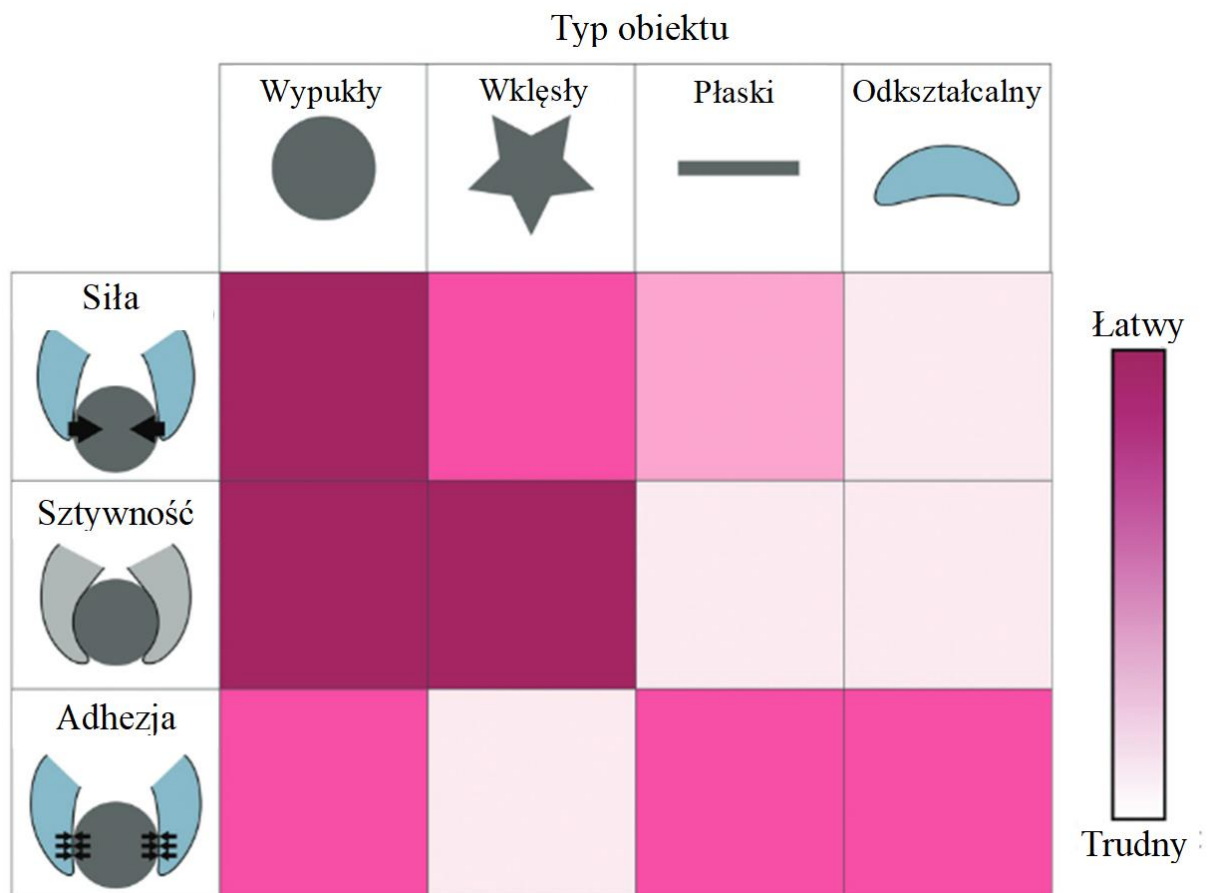
## 2.3. Chwytały robotów

Ręka, a w szczególności dłoń, stanowi kluczowy element dla zdolności manipulacyjnych struktury ciała człowieka. Uniwersalność jej budowy, a w szczególności duża liczba stopni swobody równa 27 [34], umożliwia chwytanie i swobodne manipulowanie obiektami w przestrzeni. Dzięki górnym kończynom człowiek jest w stanie także chwycić przedmioty, wspiąć się po skałach, szyć, grać na gitarze, pływać, odkręcać i zakręcać butelki, pisać tekst na klawiaturze, zmieniać strony w książce itd. Dłoń nie jest jednak narzędziem idealnym. Istnieje chociażby ograniczony zakres temperaturowy obiektów, jakie może chwycić bez poparzenia i uszkodzenia skóry. Człowiek na przestrzeni dziejów nauczył się rekompensować swoje ograniczenia, budując i korzystając z różnych narzędzi. Stopień skomplikowania ludzkiej dłoni stanowi jednak do dnia dzisiejszego nieosiągalne wyzwanie dla konstruktorów, budujących jej zamienniki, którymi są na przykład protezy. Urządzenia, których zadaniem jest chwytanie i manipulowanie obiektami, określane są mianem chwytaków. W artykule [35] wyróżniono ich dwie główne kategorie: miękkie i sztywne. Na rysunku 6 pokazano jakie obecnie parametry uzyskują obie te grupy. Wyróżniono cztery cechy główne: wywierana siła, precyzja manipulacji, posiadana liczba stopni swobody oraz adaptacyjność struktury. Zdaniem Autorów omawianej publikacji, miękkie (ang. soft) chwytaki są mało precyzyjne, a generowana siła jaką są w stanie wywierać na obiekt chwytany, jest ograniczona. Zazwyczaj charakteryzują się jednak dużą liczbą stopni swobody i adaptacyjnością struktury. Przeciwnieństwem chwytaków miękkich jest grupa chwytaków sztywnych (ang. rigid),



Rys. 6. Rodzaje chwytaków: a) główne cechy chwytaków, b) podział na konstrukcje sztywnego palca, macki i poduszki (opracowane na podstawie [35])

którą charakteryzuje niska, ograniczona liczba stopni swobody oraz mała adaptacyjność do kształtu chwytanego przedmiotu. Z drugiej strony sztywne chwytaki są w stanie wywierać duży nacisk, przy precyzyjnym chwycie. Te dwie grupy chwytaków stanowią skrajne konfiguracje wymienionych cech. Jak pokazano na rysunku 6a, pośrodku umieszczono ludzką dłoń, będącą prawie doskonałym połączeniem struktur miękkich i sztywnych, bowiem jest hybrydą międko-sztywną. Na rysunku 6b przedstawiono trzy chwytaki: palec, mackę i poduszkę. Poduszki wypełnione na przykład granulatem, charakteryzują się wysoką uniwersalnością chwytu. Jest ona postrzegana jako adaptacyjność struktury do chwytanego obiektu, która przekłada się na szeroki zakres obiektów możliwych do chwycenia. Chwytaki poduszkowe potrafią dobrze odwzorować kształt elementów, co jest ich dużą zaletą.



Rys. 7. Podział chwytaków miękkich ze względu na sposób chwytania i ich efektywność dla różnych typów obiektów, określona skalą trudny-łatwy do chwycenia (opracowane na podstawie [36])

W opublikowanym w 2018 r. artykule [36] przedstawiono przegląd chwytaków miękkich. Zaproponowano w nim podział ze względu na sposoby chwytania i ich efektywność dla różnych typów obiektów, określony skalą trudny-łatwy do chwycenia (rys. 7). Wyróżniono chwytanie w wyniku: zewnętrznego oddziaływania siłą (grupa pierwsza), sterowania sztywnością (grupa druga) oraz kontrolowania adhezji-przyczepności (grupa trzecia). Określono cztery typy obiektów: wypukły, wklęsły, płaski i odkształcalny (miękki).



Pierwszą grupę stanowią chwytaki oparte o zewnętrzne oddziaływanie siłą na obiekt chwytany. Zgodnie z rysunkiem 7 bardzo dobrze nadają się one do chwytania obiektów wypukłych, gorzej wklęsłych i płaskich. Rozwiązania konstrukcyjne reprezentujące tę grupę oparte są o macki. Większość z nich wypełniana jest powietrzem. Można wśród nich wyróżnić hybrydowe miękkoszytywne struktury grzebieniowe [37] oraz macki o strukturze grzebieniowej zakończone ssawką [38]. Tego typu rozwiązania mogą zostać rozszerzone o wewnętrzne komory wypełniane powietrzem, decydujące o stopniu ugięcia macki [39]. Inną hybrydową strukturą jest macka z włoskowatą powierzchnią zwiększającą przyczepność i adhezję [40]. Popularne jest również zastosowanie druku 3D do budowy elementów chwytaków z termoplastycznego poliuretanu (TPU) w częściach [41] lub w całości, o strukturze harmonijki [42], [43] lub grzebieniowej [44]. Struktury te można badać za pomocą symulacji przy użyciu metod elementów skończonych [45].

Drugą grupę, zgodnie z rysunkiem 7, stanowią chwytaki oparte o sterowanie sztywnością przy chwytaniu. Bardzo dobrze znajdują swoje zastosowanie w przypadku obiektów wypukłych i wklęsłych. Gorzej radzą sobie z obiektami płaskimi i odkształcalnymi. Rozwiązania konstrukcyjne reprezentujące tę grupę, wykorzystują poduszki powietrzne oraz ciecze i elastomery sterowane polem elektrycznym lub magnetycznym. W pracy [46] można znaleźć podstawowe konfiguracje chwytaków poduszkowych wykorzystujących granulaty, którym najczęściej jest drobnoziarnista kawa. W momencie chwycenia obiektu i dopasowania do jego kształtu ziarenek znajdujących się wewnątrz balonu, powietrze z jego wnętrza jest odsysane. W rezultacie utrwalany jest kształt chwytanego przedmiotu. W zależności od kształtu i wymiarów obiektu można osiągnąć trzy rodzaje chwytania. Pierwszy opiera się na tarciu statycznym powierzchni będących w kontakcie (obiekt-balon). Drugi realizowany jest poprzez dopasowanie się do kształtu elementu chwytanego, który pozwala na zablokowanie jego ruchu. Trzeci polega na przyssaniu chwytanego przedmiotu w wyniku podciśnienia. Te rodzaje chwytania można wzajemnie połączyć. Badania tego rodzaju chwytaków obejmują zastosowania różnych wymiarów balonu oraz granulatu [47]. Dotyczy to również stopnia wypełnienia balonu granulatem [48]. Co ważne, w przypadku chwytaków wiążącym kryterium jest siła wyciągania (ang. pulling-out force) lub często określana w chwytakach poduszkowych siła trzymania (ang. holding force) [49]. Jest to porównywalny parametr zdolności chwytanych tych urządzeń, który z kolei determinowany jest między innymi przez kształt, czy masę chwytanego przedmiotu. Wśród chwytaków poduszkowych w literaturze można spotkać różne konstrukcje eksperymentalne np. zastępujące granulaty wodą z wykorzystaniem magnezu trwałego na dnie zbiornika [50]. Innym tego typu przykładem chwytaka może być poduszka wypełniona wodą, której dno zbiornika połączone jest ciągnem [51]. Odkształcenie membrany przy chwytaniu wspomagane jest przez napęd podciągający ją za pomocą cięgna, co sprawia, że membrana dodatkowo obkurcza się na ściankach obiektu. Ważnym parametrem przy projektowaniu tego rozwiązania jest pole powierzchni kontaktu membrany z chwytanymi elementami. Ciekawą propozycją jest również

balonowy chwytak próżniowy [52]. W tym rozwiązaniu wyjściowa geometria samego balonu nie jest zdefiniowana, jak to ma miejsce w przypadku klasycznego chwytaka poduszkowego. Z tego względu sterowanie nim, a co za tym idzie i dobór odpowiedniego chwytu, stanowi wyzwanie.

Trzecią grupę, zgodnie z rysunkiem 7, stanowią chwytaki oparte o kontrolowanie adhezji, a tym samym przyczepności przy chwytaniu. Znajdują one swoje zastosowanie w przypadku obiektów wypukłych, płaskich oraz odkształcalnych. Rozwiązania konstrukcyjne reprezentujące tę grupę, bazują na zwiększonej przyczepności współpracujących powierzchni przylegających do siebie przy chwytaniu. Są to między innymi struktury przypominające odnóża gekona [53], [54] wykorzystujące elektro-adhezję [55], czy współczesne rozwiązania oparte o ssawki [56].

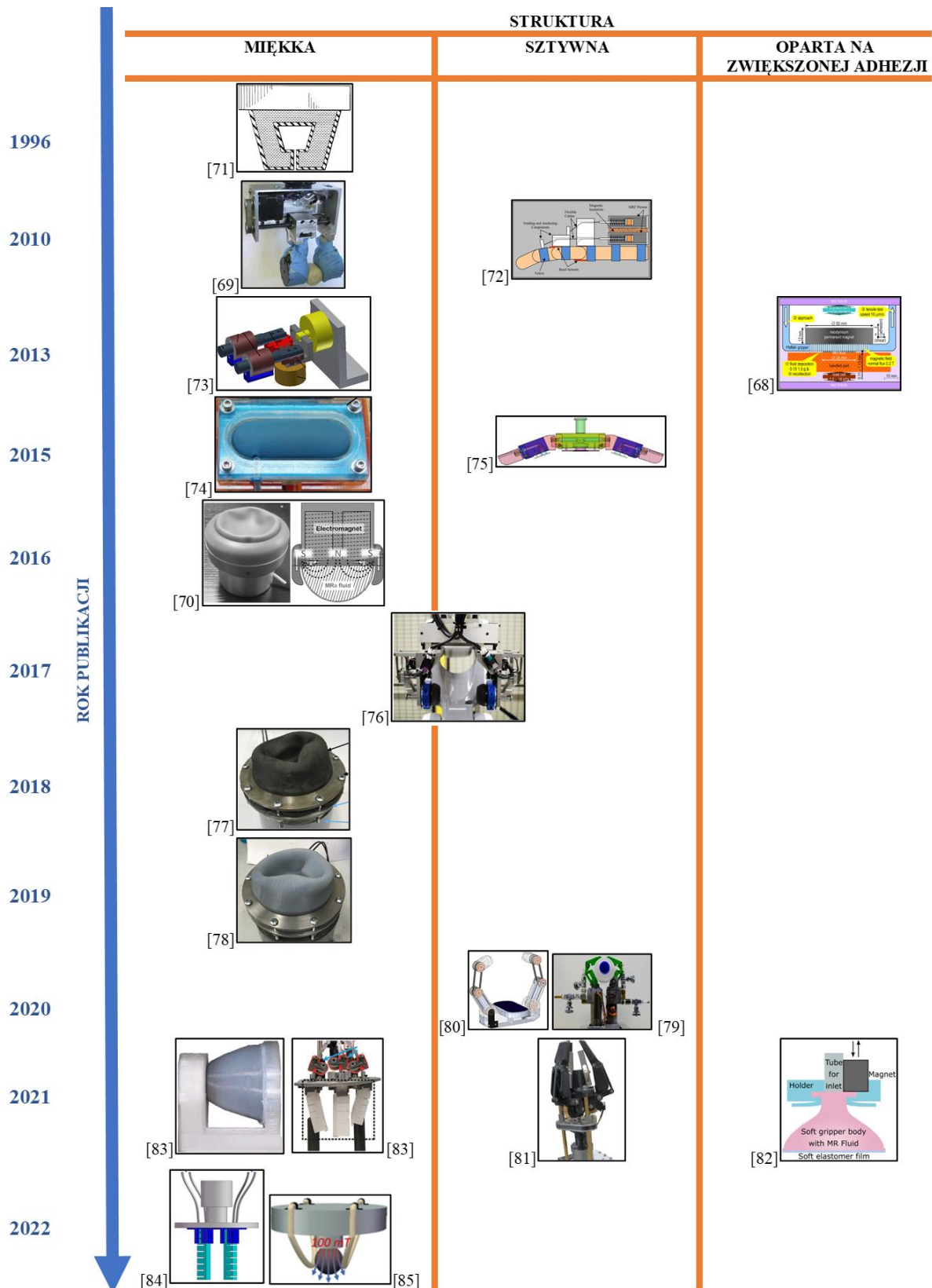
Obecnie obserwowane są próby opracowania rozwiązań łączących wyżej wymienione strategie trzymania, a przykładem może być już wcześniej wymieniona struktura macki z włoskami [40]. Klasyfikuje się ona do grup 1 i 3 z rysunku 7. W literaturze przedmiotu można spotkać inne rozwiązania chociażby struktury zwane origami [57], czy sposoby chwytania obiektów przedstawione w artykule [46]. Konstrukcja chwytaka poduszkowego, będącego przedmiotem niniejszej pracy, jest w stanie wpisać się w każdą z nich pod warunkiem, że chwytny jest obiekt o określonych, stałych kształtach. Co jakiś czas pojawiają się nowe artykuły przeglądowe, rzucające światło na najświeższe dokonania w dziedzinie chwytaków [58]. Mnogość rozwiązań konstrukcyjnych i modyfikacji już istniejących nieustannie rozszerza możliwości budowy urządzeń manipulacyjnych. Z tego względu autor niniejszej rozprawy doktorskiej zdecydował skupić się na omówieniu i krótkim przedstawieniu opisanych w literaturze propozycji, które bezpośrednio powiązane są z tematyką pracy. Dotyczy ona rozważań chwytaka szczękowego z poduszkami. To rozwiązanie niejako scala cechy miękkiej i sztywnej struktury, pokazanej na rysunku 6. Dobrym przykładem reprezentującym tego typu hybrydę jest chwytak imadłowy wyposażony w kieszenie umieszczone na wewnętrznej powierzchni szczęk [59]. W opisywanych szczękach przewidziano kanały, którymi możliwe jest doprowadzenie powietrza w celu wypełnienia kieszeni. W zależności od kształtu i wymiarów chwytnego obiektu, ten chwytak jest w stanie jednocześnie zapewnić wszystkie trzy sposoby chwytania przedstawione na rysunku 7. Innym przykładem jest wyposażenie chwytaka imadłowego w szczęki o trójwymiarowej strukturze ich powierzchni [60]. To podejście ma na celu zwiększenie przyczepności w porównaniu do nakładek płaskich i stanowi swego rodzaju pierwowzór wcześniej omówionych badań nad zastosowaniem włosków w chwytaku mackowym [40]. W tym przypadku możemy dopatrywać się połączenia dwóch aspektów z rysunku 7, a mianowicie grupy 1 - zewnętrznego oddziaływania siłą i grupy 3 - zwiększonej adhezji-przyczepności. Przykładem chwytaka łączącego grupę 1 i 2 jest rozwiązanie oparte o adaptacyjną strukturę dwóch odkształcalnych szczęk [61]. Przykładem połączenia struktury sztywnej i miękkiej jest też zastosowanie anizotropowych nakładek na igłotrzymacze chirurgiczne, przeznaczone do chwytania

wrażliwych tkanek [62]. Wynika z tego, że zaproponowane podejście podziału zamieszczonego w pracy [36] odpowiada strukturom hybrydowym.

Ostatni typ chwytaków, które zostaną omówione w ramach tego podrozdziału stanowią rozwiązania oparte o szczęki wyposażone w adaptacyjne poduszki. W artykule [63] przedstawiono końcówki szczęk zakończone poduszką wypełnioną żelem, wewnątrz której znajduje się silikonowa półsfera. Tak powstała struktura określona jest dwuwarstwową. To rozwiązanie nadaje się w szczególności do chwytania bardzo kruchych i delikatnych obiektów. Autorzy testowali podnoszenie ziemniaczanych chipsów (element kruchy) oraz kostki tofu (element miękki). Rejestrując nacisk szczęk, byli w stanie wykryć pęknięcie obiektu i w dalszych etapach badań unikać go przy podnoszeniu. Przeprowadzili również test podnoszenia ponad półkilogramowej butelki z napojem. Badanie wykazało znaczne odkształcenie żelowych końcówek, przy tak dużym obciążeniu. W artykule [64] przedstawiono podobne rozwiązanie z poduszkami o średnicy  $\varnothing 11$  mm, które wypełniono olejem. Celem badań było opracowanie strategii monitorowania ciśnienia cieczy, umożliwiającej chwytanie kruchych i delikatnych obiektów, bez ich uszkodzenia. W pracy [65] opisano miękkie poduszki, które wyposażono w siatkę pojemnościową, pozwalającą na pomiar odkształcenia (deformacji) struktury półsfery.

## 2.4. Zastosowanie cieczy MR w chwytakach

W 2018 roku pojawił się przeglądowy artykuł [66], w którym opisano zastosowanie cieczy magnetoreologicznych w chwytakach robotycznych. W pierwszej części obejmuje rozróżnienie cieczy i elastomerów MR (ang. magnetorheological elastomer - MRE) oraz pokazuje ich generalne zastosowanie w przemyśle. Kolejny punkt poświęcony został stanowi wiedzy i dokonań w zakresie wykorzystania cieczy MR w konstrukcji chwytaków. Wśród nich wymieniono napędy z elastomerem MR [67], adhezyjny chwytak z cieczą MR [68] oraz konstrukcje oparte o poduszkę [69], [70]. Warto jednak zwrócić uwagę na to, że do publikacji omawianej pracy pojawiło się jeszcze kilka innych rozwiązań chwytaków (rys. 8). Pierwszy z nich pochodzi z patentu [71] przyznanego w 1996 r. firmie Lord Corporation (wytwarzającej cieczę MR). Patent obejmuje różne struktury chwytaków korzystające z cieczy MR, w tym przedstawiony na rysunku 8 elastyczny zbiornik wypełniony cieczą MR, nazwany aparaturą chwytającą [71].



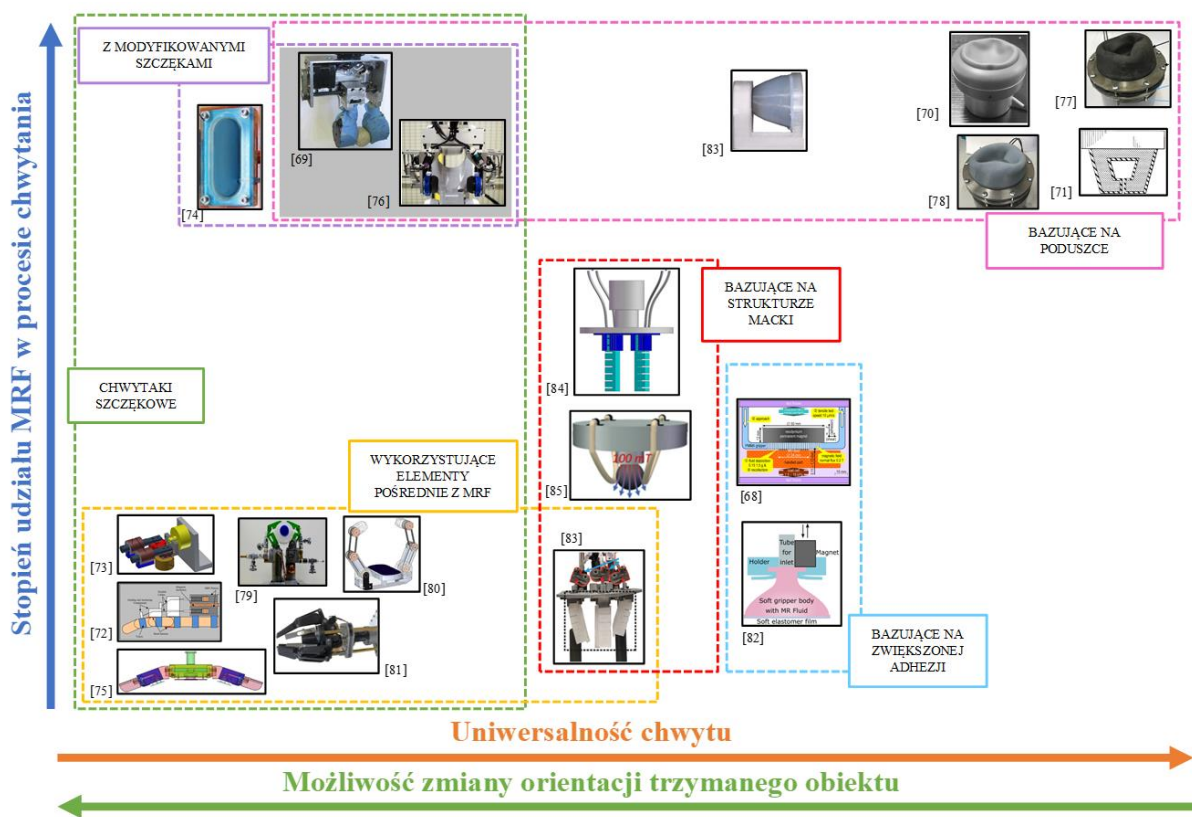
Rys. 8. Zestawienie rozwiązań stosowanych w chwytakach wykorzystujących ciecz MR z podziałem na struktury zaproponowane w [36], z zaznaczeniem roku ich powstania (zdjęcia pochodzą z publikacji [68]-[85])

W dostępnej literaturze dopiero w roku 2010 pojawia się pierwsza publikacja, opisująca zastosowanie poduszek wypełnionych cieczą MR w chwytaku imadłowym [69]. Autorzy dopatrywali się w niej potencjału zastosowania w przemyśle spożywczym, przy przenoszeniu delikatnych obiektów o różnych kształtach. Szczęki chwytaka zostały wyposażone w elektromagnesy zasilane napięciem 24 VDC o średnicy  $\varnothing 50$  mm i wysokości 27 mm. Poduszki napełniono cieczą MRF-140CG firmy LORD. W tym samym roku pojawiło się również inne rozwiązanie wykorzystujące ciecz MR, do sprzężenia zwrotnego w rękawicy [72]. Jest to zupełnie odmienny kierunek zastosowań, skupiony na akcesorium przeznaczonym dla ludzkiej dłoni. Ciecz MR w tym przypadku znajdowała się w tłokach, regulujących stopień tłumienia poprzez zmianę lepkości. W 2013 roku opublikowano rozwiązanie chwytaka szczękowego o nietypowej strukturze, wykorzystującej autorskie hamulce MR [73]. Zostały one określone jako MRB (ang. magnetorheological fluid brake). W zaproponowanej konstrukcji chwytaka na każdą z dwóch szczęk składa się jeden MRB. Ich otwieranie i zamykanie realizowane jest przez trzeci tzw. chwytający MRB. Cztery i ostatni MRB odpowiedzialny jest za obrót kiści chwytaka. W artykule przedstawiono szczegółowo konstrukcje poszczególnych MRB oraz symulacje metodami elementów skończonych (MES) rozkładu wartości indukcji pola magnetycznego sterującego lepkością cieczy. Badania objęły eksperymenty z cieczami firmy LORD: MRF-132DG i MRF-140CG. W tym samym roku pojawił się również artykuł opisujący rozwiązanie chwytania obiektów z wykorzystaniem cieczy MR w postaci mikrofilmu [68]. Zdaniem Autorów, którzy zaproponowali to podejście i przeprowadzili eksperymenty, wprowadzenie pola magnetycznego w obszar cieczy powoduje zwiększenie przyczepności do powierzchni chwytanego obiektu. Było to porównywane z sytuacją przy braku zewnętrznego źródła pola magnetycznego. W badaniach omówiono zwiększoną adhezję dla różnych materiałów takich jak PMMA, teflon czy aluminium. Głównym ograniczeniem tego rozwiązania jest konieczność zapewnienia szczeliny o niewielkiej szerokości pomiędzy chwytakiem, a obiektem chwytanym. Mieści się ona w granicy 0,11–1,13 mm i wypełniona jest cieczą MR. W przedstawionym schemacie działania chwytaka powierzchnia styku ma średnicę 24 mm, a źródłem pola magnetycznego jest magnes trwały o średnicy  $\varnothing 50$  mm i 12 mm wysokości. Procedura chwytania wymaga przyłożenia siły inicjującej, a samo trzymanie elementu chwytanego zależy od jego masy i średnicy mikrofilmu cieczy MR. Efektem ubocznym chwytania jest ciecz, która musi zostać naniesiona na element chwytany. W sekcji podsumowującej badania Autorzy zaprezentowali przykładowe obliczenia, zgodnie z którymi trzymanie przez 1 minutę elementu z obciążeniem na poziomie 5 kPa wymaga 0,8 g cieczy MR (na tamten czas podają koszt rzędu 0,3 USD, co w przeliczeniu przekłada się na około 1 zł). Wśród miękkich struktur wykorzystujących ciecz MR w 2015 roku pojawiła się propozycja interfejsu haptycznego, zdolnego do zmiany swojej sztywności [74]. W podstawie, wykonanej w technologii druku 3D, umieszczono czujniki nacisku. Przykrywa ją nitylowa poduszka wypełniona cieczą MR. Do jej wnętrza zostały wprowadzone śruby, umieszczone na dwóch jej końcach, które stanowią

wyprowadzenie biegunów elektromagnesu. To rozwiązanie mogłoby zostać zaimplementowane z powodzeniem w chwytaku imadłowym, jako element szczęki, i z tego względu pojawiło się w niniejszym przeglądzie literatury. W tym samym roku pojawiła się jednocześnie konstrukcja sztywne, wykorzystująca ciecz MR w tłoczkach znajdujących się po wewnętrznej stronie robotycznych palców [75]. Ruch cieczy generowany jest przez zaciskanie się szczęk, które tym samym domykają ucisk na obiekcie chwytanym. Po uchwyceniu obiektu zasilane są cewki powodujące usztywnienie (zmianę lepkości) cieczy MR. Rozwiązanie to niesie ze sobą sporo ograniczeń, głównie wynikających z kształtu chwytanego obiektu. W 2016 roku ukazała się publikacja opisująca wykorzystanie struktury chwytaka poduszkowego, którego zbiornik wypełniony jest cieczą MR [70]. Autorzy w głównej mierze skupili się na przedstawieniu zaproponowanego rozwiązania, przy zastosowaniu modyfikowanych cieczy MR i różnych grubości gumy nitrylowej zastosowanej na zbiornik. Owe modyfikacje cieczy obejmowały wykorzystanie niemagnetycznych mikrokulek o średnicy w zakresie 0,015 - 2 mm. Powstałe w ten sposób cieczce zostały określone mianem reformowanych (ang. reformed MRF). Najlepsze rezultaty uzyskano dla wielkości mikrokulek około 0,02 mm, jednakże nieznacznie gorzej zachowały się próbki z mikrokulkami o średnicy rzędu 0,5 - 0,22 mm. Ponadto, przedstawiono rezultaty badań siły wyciągania obiektów dla trzech grubości zbiornika 0,3; 0,5 i 1 mm. Najlepsze rezultaty uzyskała środkowa wartość. Informacje zebrane w artykule były niezwykle przydatne w realizacji niniejszej dysertacji. Drugą, kluczową publikacją, była praca z 2017 roku przedstawiająca konstrukcję oraz badania chwytaka szczękowego z poduszkami MR [76]. Na początku warto zaznaczyć, że Autorzy tego artykułu również zdecydowali się na zastosowanie reformowanej cieczy MR. Struktura chwytaka bazuje na szczękach imadłowych, natomiast jest odmienna od propozycji z artykułu [69]. W tym przypadku na szczękach znajdują się poduszki z gumy nitrylowej o średnicy podstawy około  $\varnothing 40$  mm i grubości 1 mm. Źródłem pola magnetycznego jest neodymowy magnes trwały (brak podanych wymiarów), znajdujący się w jarzmie o wymiarach  $\varnothing 40 \times 20$  mm. Wprowadzenie jarzma miało na celu ograniczenie strat w obwodzie magnetycznym. Z racji zastosowania magnesu trwałego w miejscu elektromagnesu, konieczne było wprowadzenie regulacji jego odległości od podstawy poduszki. W tym celu Autorzy zaprojektowali układ mechaniczny składający się z silnika napędzającego przekładnię pasową, stanowiącą śrubowy napęd liniowy wózka przemieszczającego źródło pola magnetycznego. Wózek ze źródłem pola magnetycznego połączony jest sprężyną reakcyjną mającą na celu niwelowanie siły przyciągania pola magnetycznego cząstek ferromagnetycznych cieczy MR przez magnes trwały i jarzmo. Tak rozbudowany układ mechaniczny potrzebuje dużo miejsca w obrębie samego chwytaka, zwiększając jego masę i gabaryt. Ogranicza to możliwość zastosowania go w przypadku mniejszych robotów pod względem wymiarów i udźwigu. Autorzy artykułu przeprowadzili eksperymenty pomiaru siły nacisku po stronie szczęk, zarówno przy wprowadzeniu pola magnetycznego jak i jego braku. Ponadto, przeprowadzili badania skuteczności przenoszenia elementów przy określonych prędkościach ruchu robota. W przeciagu

następnych dwóch lat pojawiają się dwa kolejne artykuły opisujące chwytaki poduszkowe z MRF. Pierwszy z nich, prezentuje rozwiązanie wzbudnika pola magnetycznego opartego o elektromagnes z regulowaną pozycją rdzenia [77]. Ponadto, zaproponowano również MRE jako materiał na elastyczną membranę poduszki. Pozwoliło to uzyskać wyższe o prawie 50% maksymalne wartości siły wyciągania obiektów. Drugi artykuł jest tego samego autorstwa i pojawił się rok później (w 2019 r.) [78]. Autorzy prezentują w nim symulację MES rozkładu wartości indukcji pola magnetycznego w wzbudniku i poduszce. Tym samym zaprezentowano również wskazanie tych wartości w funkcji odległości od czoła elektromagnesu. Zaproponowano modyfikację korpusu chwytaka, który wyposażono w kołnierz ograniczający odkształcanie się poduszki u podstawy. W przypadku małych obiektów nie miało to znaczenia, natomiast dla dużych pozwalało osiągnąć znacznie większe siły trzymania. W 2020 roku opublikowane prace w tej tematyce skupiły się na rozwiązaniach sztywnych chwytaków, wykorzystujących ciecz MR. Pierwszy z nich opisuje zastosowanie napędu hydraulicznego wykorzystującego ciecz MR jako napęd szczęk chwytaka [79]. Drugi przedstawia miniaturowe sprzęgła w przekładni planetarnej zastosowane w przegubach chwytaka szczękowego [80]. Oprócz analizy struktury mechanicznej omówiono symulacje rozkładu indukcji pola magnetycznego źródła oraz dwóch konfiguracji liczby kół planetarnych. W roku 2021 pojawiły się trzy publikacje omawiające zastosowanie cieczy MR w chwytakach. Artykuł [81] prezentuje wykorzystanie sprzęgła z cieczą MR do regulacji momentu obrotowego silnika napędzającego chwytak, poprzez mechanizm blokowania pola magnetycznego. Szczegółowo opisane badania Autorów zostały wzbogacone o analizy MES rozkładu indukcji pola magnetycznego. W drugim artykule pojawia się struktura oparta na zwiększonej adhezji [82]. W porównaniu do [68] to rozwiązanie obejmuje zamknięcie cieczy MR w ssawce. Korpus chwytaka został wydrukowany metodą SLA (ang. stereolithography) z elastycznej żywicy. Rozważane ciecze stanowiły produkty firmy LORD: MRF-122EG i MRF-140CG. Chwytnie odbywa się poprzez przyssanie do powierzchni obiektu i wprowadzenie magnesu trwałego obok ssawki. Centralnie nad ssawką zamontowana jest rurka doprowadzająca ciecz MR. Zdaniem Autorów, usztywnienie struktury ssawki poprzez zmianę lepkości cieczy znajdującej się w jej wnętrzu, wpływa pozytywnie na utrzymanie stanu zassania i przeciwdziała odpadaniu elementów chwytanych. W artykule [83] przedstawiono dwa rozwiązania dotyczące chwytaków MR. Pierwsze skupia się na implementacji zaworów bistabilnych sterujących przepływem cieczy MR w chwytakach mackowych. Ten zawór składa się z dwóch magnesów trwałych umieszczonych na dźwigni i pojedynczej cewki. Cewka po zasileniu przyciąga lub odpycha magnes sterujący, który obraca dźwignią powodując zbliżenie lub oddalenie drugiego magnesu od rurki, przez którą przepływa ciecz MR. Wykorzystana ciecz to w tym przypadku MRF-122EG firmy LORD. Drugie rozwiązanie stanowi szczelinowy chwytak, który po jednej stronie ma silikonowy zbiornik na ciecz MR, a po drugiej magnes trwały. W przedstawionym rozwiązaniu nie zaproponowano mechanizmu przemieszczającego wzbudnik pola magnetycznego. W 2022 r. pojawiły się publikacje opisujące dwie propozycje chwytaków miękkich.

Pierwsza bazuje na strukturze macki i zawiera panel wykonany z materiału o zmiennej sztywności, nazwany LMVSM (ang. liquid metal variable stiffness material) [84], który zachowuje się jak ciecz MR. Panel ten połączony jest z drugim, składającym się z drutu Ni-Cr, rozłożonym płasko na kształt cewki w podłożu z silikonu. Ten element kontroluje sztywność panelu LMVSM i pozwala tym samym lokalnie usztywnić strukturę macki w celu zapewnienia lepszych właściwości chwytanych (w szczególności siły wyciągania obiektów z ucisku macek). Druga propozycja z roku 2022 to miękki chwytak oparty o dwie lateksowe rurki wypełnione cieczą MR [85]. Autorzy określają ją jako LMMS (ang. liquid metal magnetoactive slurries), czyli zawiesiny magnetoaktywne. Źródłem pola magnetycznego jest umieszczony w centralnym punkcie elektromagnes. Przyciąga on strukturę rurek w momencie, gdy pojawi się chwytany obiekt. Rurki dopasowują się do jego kształtu, obejmując go.



Rys. 9. Klasyfikacja chwytaków wykorzystujących ciecz MR [92], która bazuje na podziale z pracy [35] (rys. 6b); Szarym prostokątem zaznaczono rozwiązania, których dotyczy tematyka dysertacji (zdjęcia pochodzą z publikacji [68]-[85])

Na rysunku 9 przedstawiono podział różnych rozwiązań wykorzystujących ciecz MR. Został on opracowany na podstawie [35] i rysunku 6b. Oprócz zaproponowanych wcześniej kryteriów autor dysertacji wprowadził oś określającą subiektywny stopień udziału cieczy MR w procesie chwytania. Może być on po części utożsamiany z grupą drugą chwytaków, sklasyfikowaną w pracy [36] (rys. 7), czyli opartych o sterowanie sztywnością przy chwytaniu. Im wyższy stopień udziału cieczy MR w procesie chwytania, tym większe oddziaływanie w procesie chwytania ma zmiana sztywności



cieczy MR w danym chwytaku. Ze względu na różne formy zastosowania cieczy MR w chwytakach, zaproponowano własną formę klasyfikacji pod kątem konstrukcyjnym. Bazując na rysunku 6b utworzono trzy grupy uwzględniające: uniwersalność chwytu i możliwości zmiany orientacji trzymanego obiektu. Są to chwytaki szczękowe, chwytaki bazujące na strukturze „macki” i chwytaki bazujące na rozwiązaniu poduszki. Czwartą grupą jest zbiór rozwiązań opartych o zwiększoną adhezję. Znajdują się one na równi z chwytakami miękkimi (rys. 9 - bazujące na strukturze „macki”). Wśród chwytaków szczękowych widoczny jest podział pod kątem stopnia udziału MRF w procesie chwytania. Rozwiązania opisane w [72], [73], [75], [79], [80], [81] mają w swojej konstrukcji wprowadzone elementy wykorzystujące ciecz MR (np. sprzęgła czy tłoczki). Ze względu na pośredni ich udział w chwytaniu obiektów, zostały one sklasyfikowane jako urządzenia o małym stopniu udziału cieczy MR w procesie chwytania. Drugą grupą, której proces chwytania jest w pełni zależny od zastosowania cieczy MR są rozwiązania oparte o konstrukcję chwytaka poduszkowego [70], [71], [77], [78], [83]. Bez obecności cieczy rozwiązania te nie miałyby sensu, ponieważ właściwości chwytne tych urządzeń są w pełni zależne od zjawisk występujących przy zwiększaniu sztywności cieczy MR, poprzez wprowadzenie pola magnetycznego. Zostały one zatem umieszczone na końcu omawianej skali. Poddając rysunek 9 dalszej analizie możliwe jest rozpoznanie rozwiązań hybrydowych. To te, które znajdują się jednocześnie w minimum dwóch grupach. Należą do nich w szczególności rozwiązania opisane w [69], [76], [83]. O ile rozwiązanie opisane w pracy [83] wykorzystuje ciecz MR pośrednio poprzez zawory, umieszczone poza mackami chwytaka, tak w pracach [69] i [76] istotną rolę odgrywa sama ciecz MR. Powoduje, że przedstawione chwytaki z modyfikowanymi szczękami wpisują się w grupę 1 i 2 sklasyfikowaną w artykule [36] (rys. 7). Konstrukcja szczęki umożliwia jednocześnie działanie siłą nacisku (aktuacji) na obiekt, a miękkie poduszki ograniczają ruch obiektu chwyconego poprzez zmianę swojej sztywności. Ten obszar rysunku 9 jest miejscem osadzonym w klasyfikacji chwytaków, nad którym skupiają się badania w ramach niniejszej dysertacji.

Na podstawie omówionego przeglądu literatury można stwierdzić, że do tej pory:

- nie przeprowadzono kompleksowej analizy obwodu magnetycznego chwytaka wykorzystującego ciecz MR, w szczególności badań MES różnych konfiguracji jego geometrii;
- nie przedstawiono rozwiązań chwytaka hybrydowego o konstrukcji miętko-sztywnej, która byłaby przeznaczona dla robotów o bardzo małym udźwigu rzędu 3 kg;
- nie przeprowadzono badań siły koniecznej do odkształcenia struktury miękkiej chwytaka, która ma kontakt z obiektem chwytanym. Jest to szczególnie istotne w przypadku chwytania elementów kruchych;

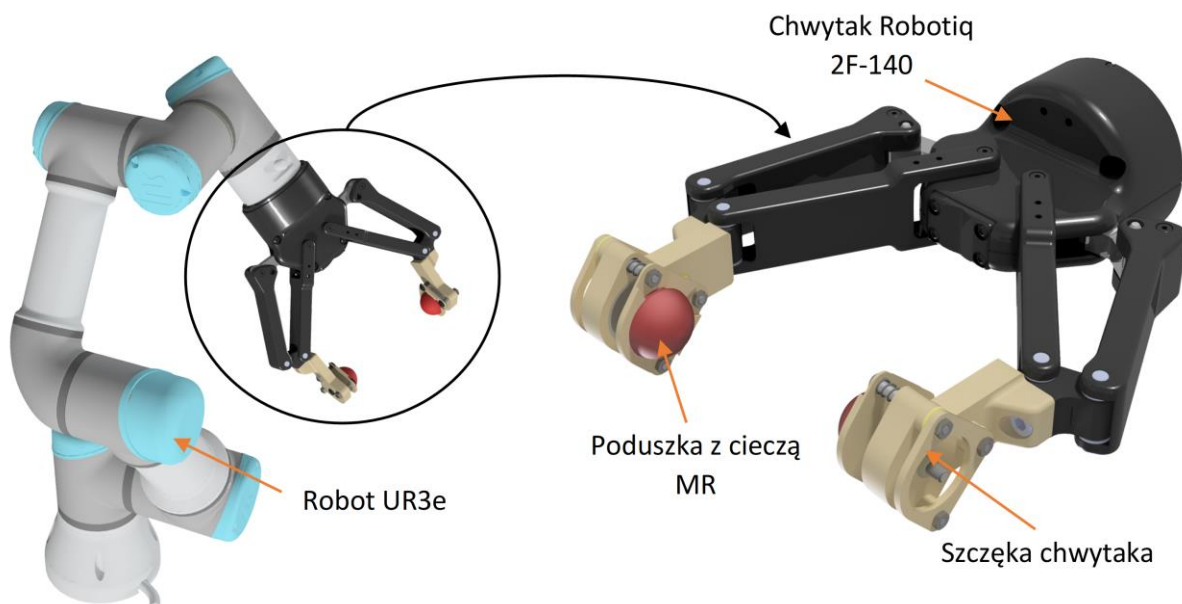
- nie przeprowadzono badań porównawczych struktur hybrydowych o konstrukcji miękkosztywnej, ze sztywnymi odpowiednikami tj. płaskimi szczękami konwencjonalnymi, wykorzystywanymi na przykład w fabrycznej konstrukcji chwytaków Robotiq z serii 2F;
- nie zaproponowano wykorzystania druku 3D oraz materiałów elastycznych na zbiornik cieczy MR;
- nie zaproponowano mechanicznego rozwiązania konstrukcyjnego szczęki, które nie wymagałoby zewnętrznego sterowania i zasilania. Takie rozwiązanie pozwoliłoby obniżyć masę chwytaka, co wpłynęłoby pozytywnie na jego udźwig;
- nie zaproponowano metody rejestrowania siły nacisku szczęk w trakcie transportowania obiektów przenoszonych przez omówione konstrukcje chwytaków.

W związku z tym, podjęcie badań w tych zakresach jest uzasadnione, zarówno dla samych celów poznawczych, jak i do opracowania rozwiązań praktycznych, mogących znaleźć zastosowanie w przemyśle.

### 3. Sformułowanie celów i tematu pracy

#### 3.1. Definicja obszaru i motywacja podjęcia tematyki pracy

Współczesne chwytaki robotów stanowią bardzo rozbudowaną grupę urządzeń przeznaczonych do manipulacji obiektami. Chwytaki miękkie cały czas przyciągają uwagę badaczy, o czym świadczą publikacje omówione w ramach rozdziału 2. Podejmowane są też próby implementacji rozwiązań miękkich, w chwytakach sztywnych, tworząc hybrydowe rozwiązania miękko-sztywne (np. [69] i [76]). Inspiracją dla tematu niniejszej pracy doktorskiej były rozwiązania oparte o Universal Jamming Gripper (UJG), wykorzystujące ciecze MR [70], [71], [77], [78]. Rozwiązanie to swoją uniwersalność zawdzięcza możliwości dostosowywania się do powierzchni chwytanego obiektu. Autor dysertacji zauważył potencjał zastosowania zminiaturyzowanego UJG w strukturze kinematycznej chwytaka szczękowego. Takie rozwiązanie wpisuje się w definicję wcześniej wspomnianego, miękko-sztywnego chwytaka hybrydowego.



Rys. 10. Zaprojektowane w ramach pracy szczęki z poduszkami wypełnionymi cieczą MR, zamontowane w chwytaku Robotiq 2F-140 i robocie UR3e

Zasadniczym przedmiotem badań zaplanowanych w niniejszej pracy, są prototypowe szczęki chwytaka o hybrydowej strukturze miękko-sztywnej. Dzięki wyposażeniu ich w poduszki wypełnione cieczą MR, będą one zdolne do chwytania i przenoszenia delikatnych elementów. W celu sprawdzenia ich funkcjonalności, zostały one dostosowane do komercyjnego chwytaka typu Robotiq 2F-140 (rys. 10). Zakres tematyki pracy i jej osadzenie w dziedzinie chwytaków robotycznych wykorzystujących ciecz MR, zostały opisane w rozdziale 2.4. W rozprawie podjęto najpierw zadanie zaproponowania procesu projektowania szczęki chwytaka robota, a następnie opracowania metod jej badań. Przyjęto, że większość elementów konstrukcji powinna być ogólnodostępna, umożliwiając

łatwe wytworzenie i zaimplementowanie szczęk, w dowolnym chwytaku robota o kinematyce szczękowej. Ograniczeniami przyjętymi w pracy były wymiary poduszki MR oraz źródła pola magnetycznego. Założono maksymalną średnicę podstawy poduszki szczęki rzędu  $\varnothing 25$  mm. Jej kształt określono na półsferyczny. Wynika to z przyjętych ograniczeń dotyczących wymiarów konstrukcji szczęki oraz z wymiarów dostępnych na rynku źródeł pola magnetycznego (elektromagnesy i magnesy trwałe).

### 3.2. Zakres pracy

Analiza źródeł literaturowych (rozdział 2) pozwoliła wykazać kilka obszarów badawczych, które nie zostały dotychczas nigdzie wykonane. Innowacyjność badań obejmuje: opracowanie nowej konstrukcji szczęki z poduszką MR, badania MES wzbudników pola magnetycznego służącego do aktywacji cieczy MR, badania sztywności poduszek, badanie wpływu wprowadzenia pola magnetycznego do poduszki, pomiary siły wyciągania obiektów ze szczęk, zastosowanie nowych materiałów na poduszkę (zbiornik cieczy MR) oraz badania aplikacyjne chwytaka na robocie. W ramach rozprawy zaplanowano wykonanie następujących prac:

1. Zaprojektowanie szczęk chwytaka oraz poduszek MR, poprzedzone wykonaniem badań symulacyjnych metodą elementów skończonych, dla dwóch rodzajów źródła pola magnetycznego tj. magnesów trwałych i elektromagnesów. Założono wykonanie badań i analizę rozkładu pola magnetycznego wewnątrz poduszki dla tych źródeł, przy uwzględnieniu różnych konfiguracji ich wymiarów.
2. Określenie parametrów poduszek w funkcji: odległości magnesu trwałego od dna poduszki, geometrii konstrukcji z magnesem trwałym, jarzmem i szczeliną powietrzną, objętości wprowadzonej cieczy MR do poduszki oraz wariantów jej geometrii.
3. Pomiary siły wyciągania obiektów o różnych kształtach z uchwytu, dla wariantów chwytaka: ze szczękami sztywnymi, miękkimi i z poduszkami wypełnionymi cieczą MR, przy braku i obecności pola magnetycznego w poduszcze. Wyniki tych badań zostaną porównane w celu określenia wpływu zastosowanego rozwiązania na właściwości chwytaka.
4. Przeprowadzenie badań przenoszenia obiektów o różnych kształtach z wykorzystaniem chwytaka wyposażonego w poduszki MR. W trakcie ruchu mierzona będzie siła nacisku szczęk na obiekt, pozwalająca określić stabilność chwytu w trakcie transportu.

Głównym celem naukowym pracy jest **sprawdzenie możliwości zastosowania cieczy magnetoreologicznej, w konstrukcji nowego typu hybrydowego, miętko-sztywnego chwytaka, poprzez przeprowadzenie badań eksperymentalnych i laboratoryjnych.**

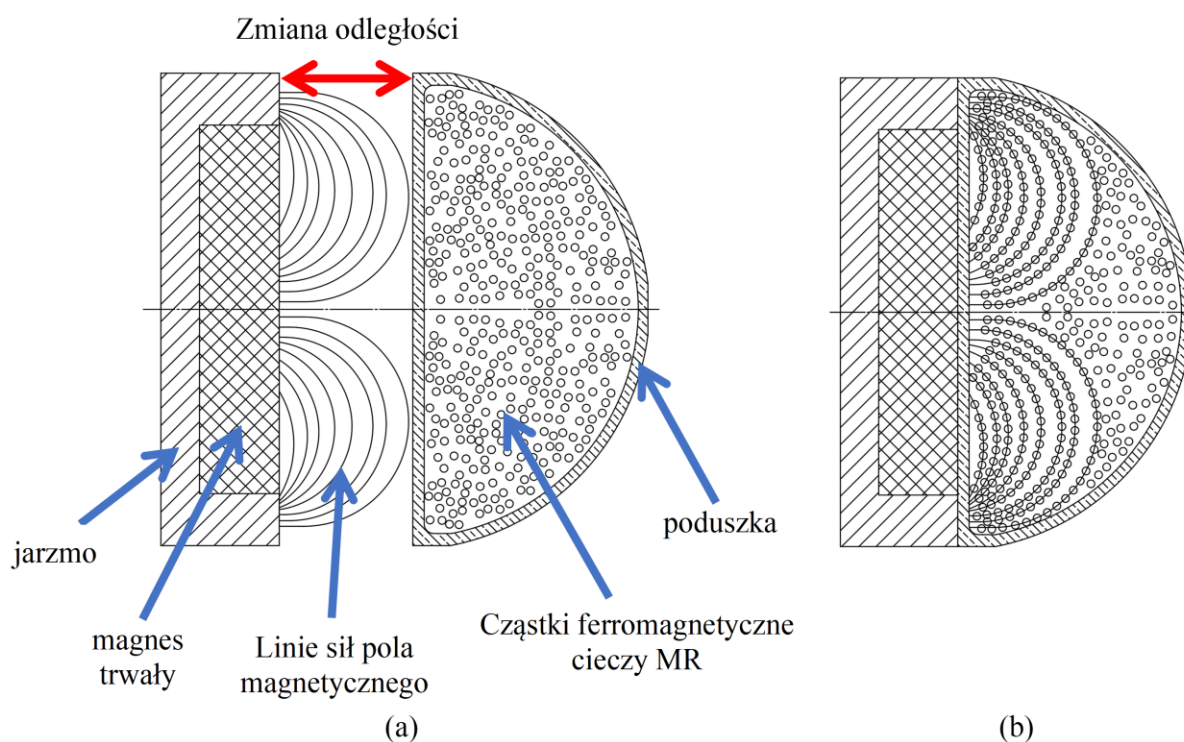
Hipoteza badawcza zakłada, że **sterowanie za pomocą pola magnetycznego właściwościami cieczy magnetoreologicznej znajdującej się w poduszkach wykonanych z termoplastycznego poliuretanu, umiejscowionych na szczękach chwytaka, za pomocą mechanizmu składającego się z magnesu trwałego oraz sprężyn, zwiększy siłę wyciągania chwyconego obiektu, a tym samym poprawi udźwig chwytaka.** W celu jej potwierdzenia zaplanowano następujące cele pośrednie:

1. Przeprowadzenie badań symulacyjnych źródła pola magnetycznego i rozkładu tego pola w poduszce chwytaka, w stanie odkształcenia i braku odkształcenia poduszki.
2. Opracowanie elastycznej poduszki z cieczą MR, przeanalizowanie wariantu geometrii poduszki pod kątem innowacyjnego zastosowania druku 3D i materiałów elastycznych.
3. Przeprowadzenie badań siły potrzebnej do odkształcenia poduszki dla różnych jej wypełnień, geometrii i zastosowanych materiałów wykonania; zaproponowanie stanowiska pomiarowego oraz metody badania.
4. Zaprojektowanie i wykonanie szczęk chwytaka z poduszkami z cieczą MR, które nie wymagają dodatkowego sterowania ani źródła zasilania.
5. Przeprowadzenie badań porównawczych różnych konstrukcji szczęk chwytaka, w celu wyboru najlepszego rozwiązania; zaproponowanie stanowiska pomiarowego oraz metody badania.
6. Przeprowadzenie badań aplikacyjnych zbudowanego chwytaka z poduszkami z cieczą MR na robocie UR3e, w celu określenia skuteczności przenoszenia obiektów przez chwytak.

## 4. Obwód magnetyczny i koncepcja szczęki chwytaka

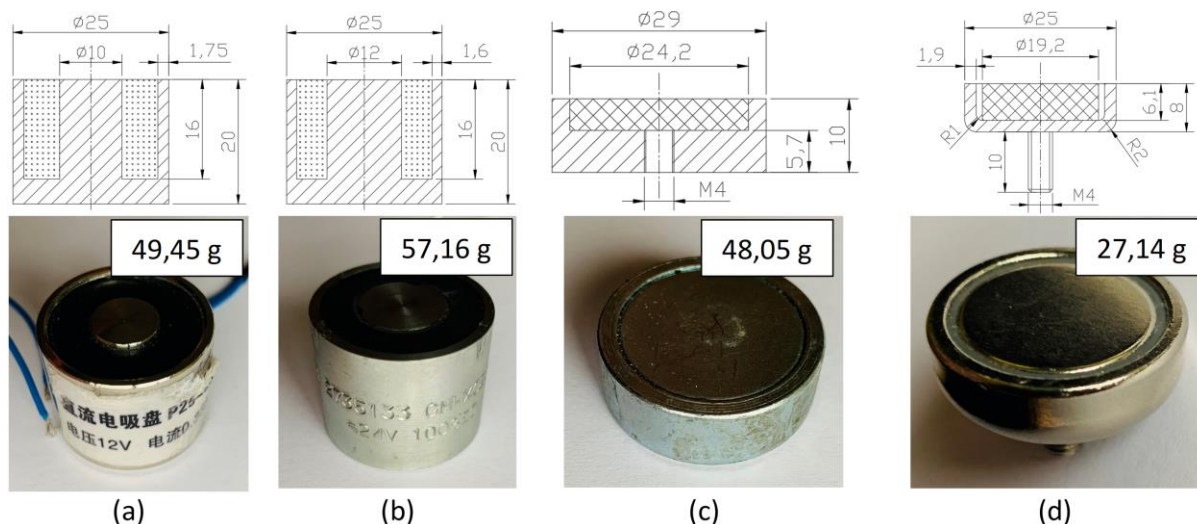
### 4.1. Wybór źródła pola magnetycznego

Zasada działania cieczy MR w poduszce została przedstawiona na rysunku 11. Gdy źródło pola magnetycznego znajduje się w takiej odległości, że pole magnetyczne nie wnika w obszar poduszki, cząstki ferromagnetyczne cieczy mogą przemieszczać się w niej swobodnie (rys. 11a), a ciecz MR ma charakter newtonowski. Zbliżanie czoła wzbudnika w postaci magnesu trwałego do dna poduszki, powoduje wprowadzenie do jej wnętrza pola magnetycznego. Cząstki ferromagnetyczne układają się wtedy wzdłuż linii sił pola magnetycznego (rys. 11b). Wiązanie między cząsteczkami jest tym silniejsze, im większa jest wartość indukcji pola magnetycznego. Towarzyszy mu również lokalny wzrost wartości naprężeń ścinających w cieczy MR, którego rezultatem jest usztywnienie jej struktury. Powoduje ono przeciwdziałanie przemieszczenia obiektu w ucisku poduszek. Dodatkowo gromadzenie się cząstek występuje przy pojawieniu się zewnętrznego ciśnienia [26]. Ma to miejsce w momencie chwytania obiektu przez szczękę z poduszką, co powoduje nacisk i jej odkształcenie.



Rys. 11. Schemat ideowy poduszki z cieczą MR oraz źródła pola magnetycznego dla sytuacji, gdy:

- magnes trwały jest odsunięty od poduszki - brak pola magnetycznego w poduszce, b) magnes trwały jest przysunięty do poduszki – linie sił pola magnetycznego zamykają się wewnątrz poduszki, ustawiając cząstki ferromagnetyczne wewnątrz cieczy, wzdłuż linii sił pola magnetycznego

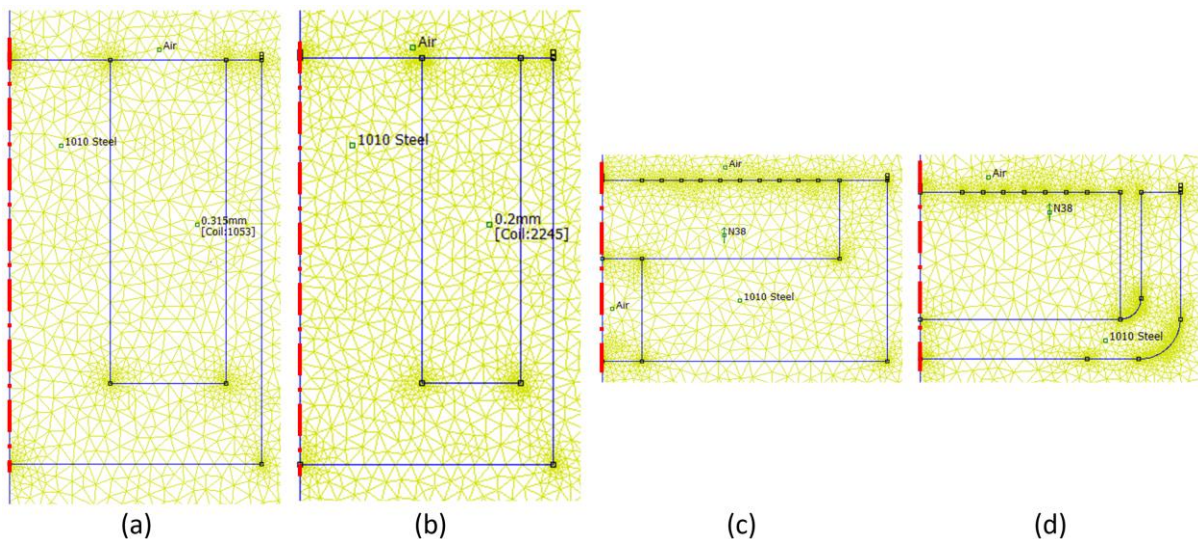


Rys. 12. Wymiary źródeł pola magnetycznego oraz zdjęcia obiektów rzeczywistych wykorzystanych do badań eksperymentalnych: a) elektromagnes EM12VDC, b) elektromagnes EM24VDC, c) uchwyt magnetyczny MH29, d) uchwyt magnetyczny MH25

Zamieszczone poniżej rozważania zostały opisane z wykorzystaniem informacji pozyskanych w trakcie przeglądu literatury. W zależności od wymiarów konstrukcji chwytaka wykorzystującego ciecz MR, w opisanych rozwiązaniach stosowano elektromagnesy [69], [70], [77], [78], [83], [85] lub magnesy trwałe [68], [76], [82], [83]. Rozwiązania stosowane do tej pory wykorzystywały na przykład stosunkowo duże elektromagnesy o średnicy  $\varnothing 50$  mm. W ramach tej pracy badano poduszki o znacznie mniejszych wymiarach a w związku z tym, także i źródeł pola magnetycznego. W ramach wstępnych rozważań przeanalizowano cztery źródła pola magnetycznego przeprowadzając badania eksperymentalne oraz symulacyjne. Są to dwa elektromagnesy i dwa uchwyty magnetyczne przedstawione na rysunku 12. W badaniach zastosowano elektromagnesy o wymiarach  $\varnothing 25 \times 20$  mm. Na rysunku 12a pokazano elektromagnes EM12VDC, z cewką zasilaną napięciem 12V, o poborze prądu 290 mA. Na rysunku 12b znajduje się elektromagnes EM24VDC, zasilany napięciem 24V, którego cewka pobiera prąd 120 mA. Rysunek 12c pokazuje wymiary uchwytu magnetycznego o średnicy  $\varnothing 29$  mm, który został dobrany pod kątem analizy pola magnetycznego wychodzącego poza obrys poduszki. Uchwyt magnetyczny z rysunku 12d ma średnicę  $\varnothing 25$  mm.

W symulacji rozpatrzono osiowosymetryczne modele wzbudników z siatką o elementach trójkątnych. Liczba węzłów elementów skończonych wahała się w przedziale 11-12 tys., w zależności od wymiarów geometrycznych badanego modelu. Siatka MES dla poszczególnych źródeł pola magnetycznego, stosowanych w symulacjach, zostały przedstawione na rysunku 13. Widoczne są na nich również nazwy zastosowanych materiałów na poszczególne elementy. Do obliczeń wykorzystano warunki brzegowe Dirichleta. W badaniach symulacyjnych przebadano rozkłady wartości indukcji pola magnetycznego w obrębie wzbudników. Dodatkowo sprawdzono przekrój na odcinku odsuniętym od powierzchni czoła o 0,3 mm (czerwona linia na rys. 15a). Wartość

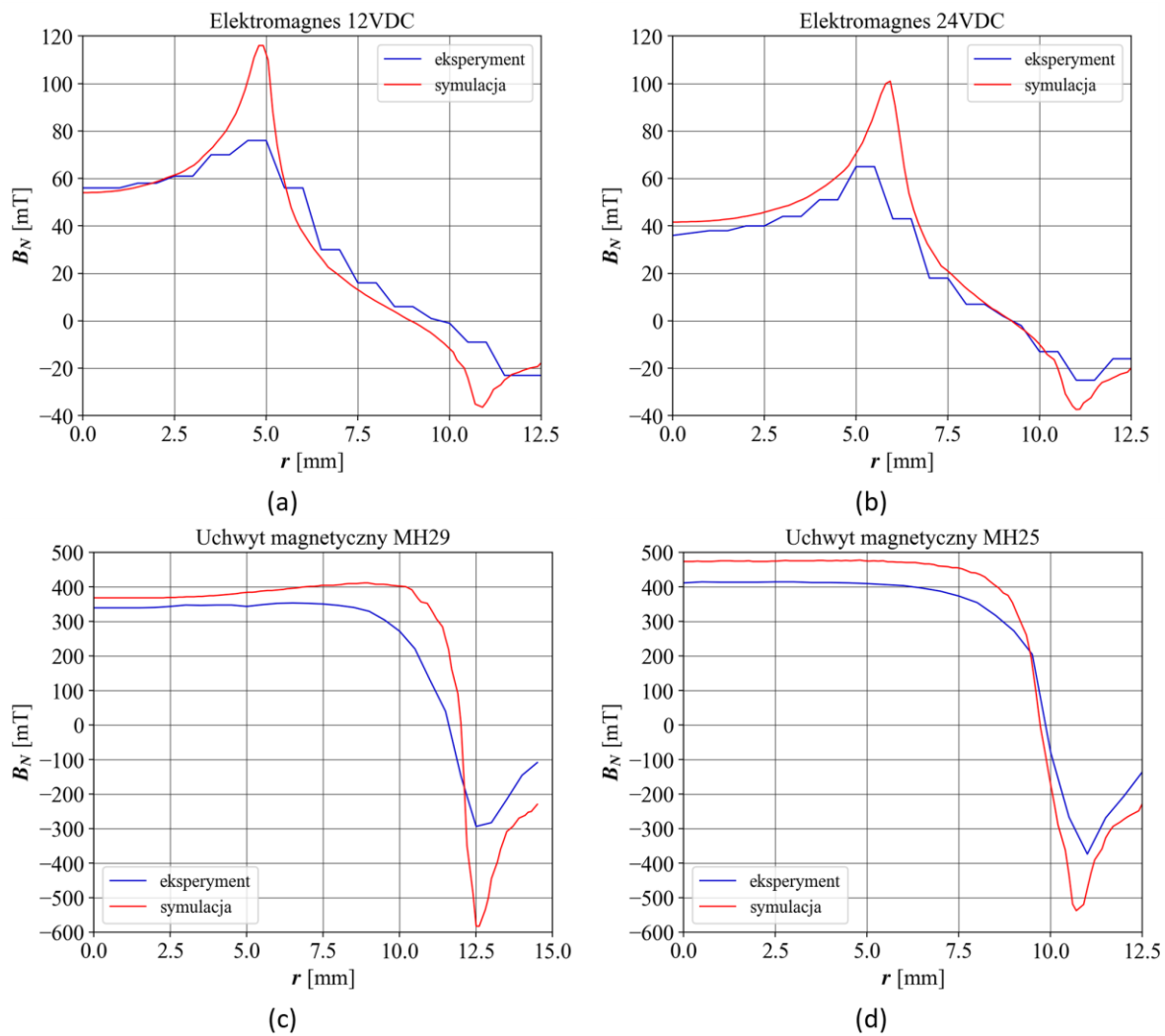
ta została przyjęta w celu porównania wyników symulacji z wynikami uzyskanymi w eksperymencie. Do symulacji zastosowano geometrię elektromagnesów z rysunku 12. Przekrój, w którym mieści się uzwojenie przyjęto zgodnie z dokumentacjami i zmierzoną geometrią obu elektromagnesów. Dla EM12VDC wyniósł on  $91,2 \text{ mm}^2$  (5,7 mm szerokości i 16 mm wysokości). Przyjęto, że uzwojenie cewki wykonano z drutu o średnicy drutu  $\varnothing 0,315 \text{ mm}$ . Dla EM24VDC pole przekroju poprzecznego wynosi  $78,4 \text{ mm}^2$  (4,9 mm szerokości i 16 mm wysokości). Przyjęto, że uzwojenie cewki wykonano z drutu o średnicy  $\varnothing 0,2 \text{ mm}$ . Liczba zwojów w elektromagnesach wynosiła odpowiednio dla: EM12VDC – 1170 szt., a EM24VDC – 2495 szt. W parametrach symulacji przyjęto 90% tej liczby, czyli zaokrąglając odpowiednio 1053 i 2245 szt. zwoi. Podczas wykonywania pomiarów eksperymentalnych zaobserwowano spadek wartości prądu zasilającego cewkę, po nagraniu się uzwojeń. Odpowiednio spadki wyniosły: dla EM12VDC – 30 mA oraz dla EM24VDC – 10 mA.



Rys. 13 Stosowane w symulacji siatki elementów skończonych dla: a) elektromagnes EM12VDC, b) elektromagnes EM24VDC, c) uchwyt magnetyczny MH29, d) uchwyt magnetyczny MH25

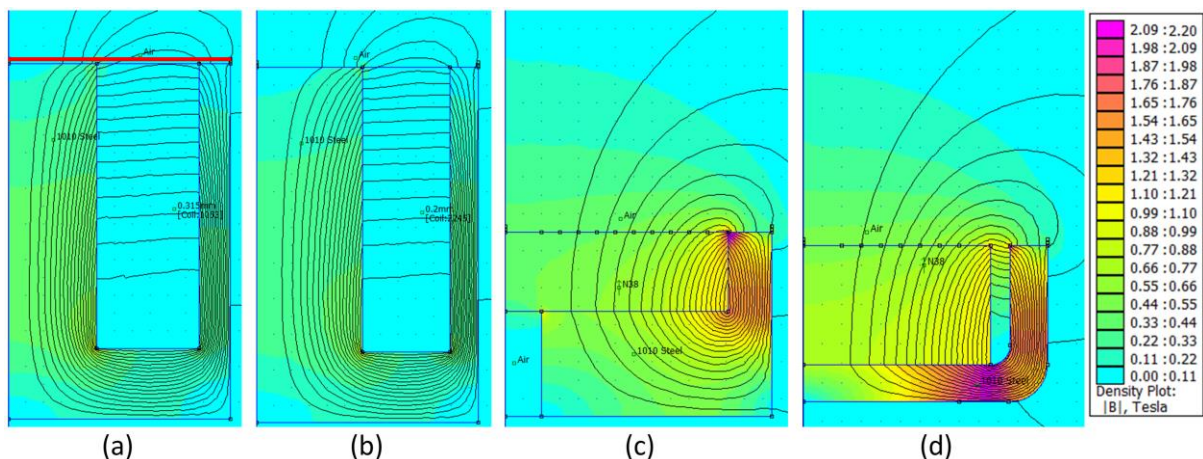
Parametry elektromagnesów i magnesów trwałych, a w szczególności wartości indukcji pola magnetycznego  $B_N$  [T] przed ich czołem (rys. 14), zmierzono w badaniach eksperymentalnych. Pomiaru te przeprowadzono przy użyciu teslomierza HGS-10A. Wykonano po kilkanaście pomiarów dla każdego przypadku, przesuując teslometr wzdłuż czoła wzbudników. Uśredniony wynik tych badań pokazano na rysunku 14 (niebieskie krzywe). Różnice w maksymalnych wartościach wynikają z kroku, z jakim dokonywano pomiarów eksperymentalnych oraz nieuniknionych wahań odległości sondy od czoła poszczególnych wzbudników. Pomiar wykonywano co 0,5 mm na stole krzyżowym. Odzworowały one rozkład indukcji pola magnetycznego pozyskane z badań symulacyjnych. Nie udało się jednak zmierzyć wartości szczytowych.



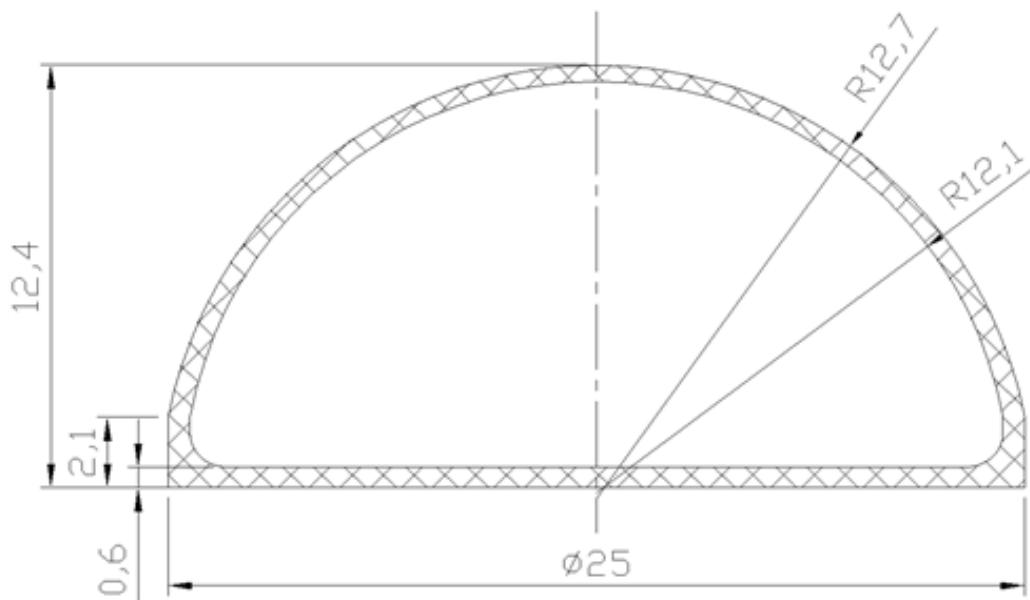


Rys. 14. Wyniki badań eksperymentalnych oraz symulacyjnych indukcji pola magnetycznego dla źródeł: a) elektromagnes EM12VDC, b) elektromagnes EM24VDC, c) uchwyt magnetyczny MH29, d) uchwyt magnetyczny MH25

Wyniki symulacji otwartego obwodu magnetycznego, obejmującego rdzenie ferromagnetyczne oraz obszar powietrza, dla różnych źródeł pola magnetycznego, zostały zamieszczone na rysunku 15. Zastosowano siatki MES pokazane na rys. 13.



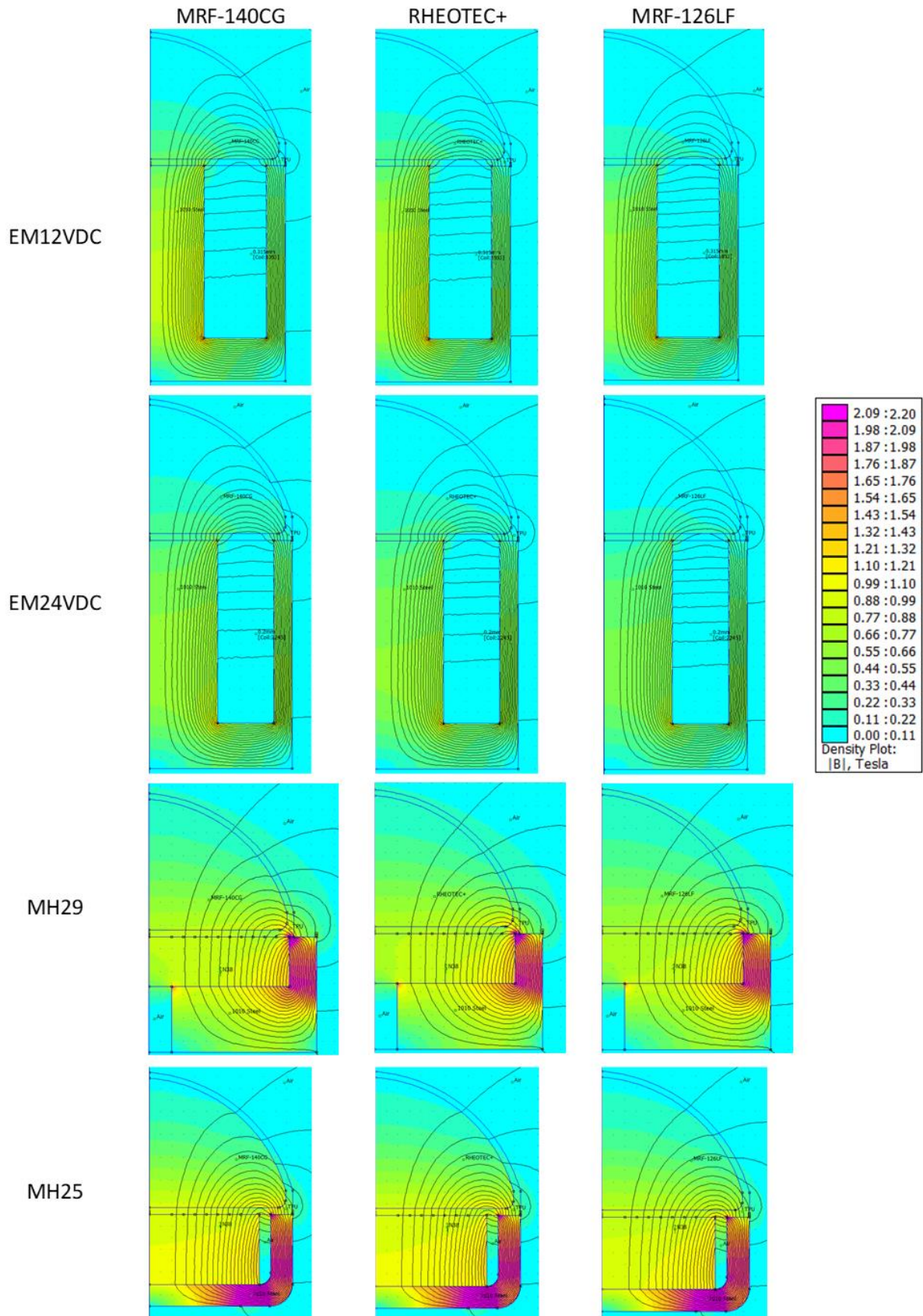
Rys. 15. Wyniki badań symulacyjnych – rozkłady indukcji pola magnetycznego dla źródeł:  
a) elektromagnes EM12VDC, b) elektromagnes EM24VDC, c) uchwyt magnetyczny MH29,  
d) uchwyt magnetyczny MH25



Rys. 16. Wyjściowa geometria poduszki przyjęta do badań symulacyjnych i wykorzystana do opracowania prototypu urządzenia

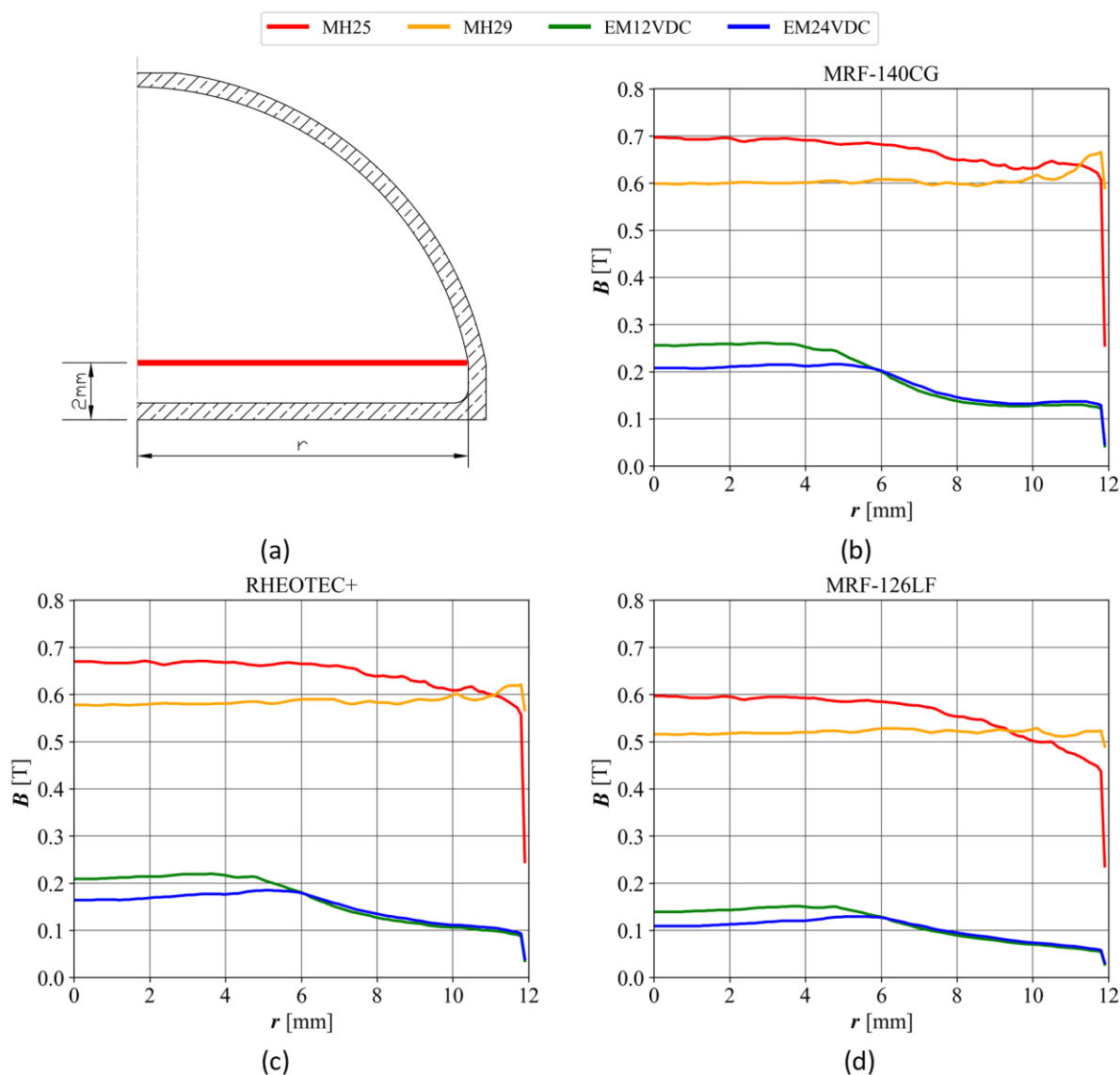
W następnym kroku opracowano model symulacyjny rozkładu pola magnetycznego w obwodach magnetycznych z ww. źródłami, z uwzględnieniem poduszki o geometrii przedstawionej na rysunku 16, wypełnionej cieczą MR. Zgodnie z przyjętymi założeniami, średnica jej podstawy wynosi  $\text{Ø}25$  mm. Ze względu na zastosowany kołnierz o wysokości 2,1 mm wyprowadzający kopułę, wysokość poduszki jest mniejsza od założonego promienia podstawy i wynosi 12,4 mm. Grubość ścianki poduszki jest stała i wynosi 0,6 mm. Wewnętrzna objętość poduszki  $P_V$  jest równa  $3160 \text{ mm}^3$ , czyli 3,16 ml. W symulacji stosowano ciecze MR, które zostały omówione w rozdziale 2.2, a ich charakterystyki przedstawiono na rysunku 5a.

Wyniki przeprowadzonych symulacji obwodów z poduszkami z cieczą MR, zostały pokazane na rysunku 17. Widoczne są linie sił pola magnetycznego, przechodzące przez elementy ferromagnetyczne, poduszkę oraz uzwojenie i otoczenie (powietrze). Symulacje wykonano dla trzech rodzajów cieczy MR oraz dla czterech źródeł pola magnetycznego (rys. 12). Skala wartości indukcji pola magnetycznego (tj. kolory określające wartości indukcji magnetycznych), została ujednolicona dla wszystkich modeli i jej zakres wynosi 0,0 - 2,2 T. Szczególnie istotne są wartości indukcji magnetycznej, występującej w cieczy MR dla każdej poduszki. W przypadku zastosowania elektromagnesów, w zasadzie nie widać wyraźnych różnic w przebiegach linii sił pola dla poszczególnych cieczy MR. Największy obszar poduszek, w którym wartości indukcji są rzędu 0,4 T występuje dla MRF-140CG. Nieznacznie gorzej wypada to dla cieczy RHEOTEC+. W przypadku zastosowania uchwytów magnetycznych MH29 i MH25, obserwujemy porównywalne rozkłady linii sił pola dla wszystkich cieczy MR. Można jednak spostrzec, że w przypadku zastosowania magnesu trwałego MH29, więcej linii sił pola magnetycznego zamyka się poza poduszką. Jest to spowodowane tym, że średnica jarzma tego uchwytu, względem podstawy poduszki. Pole magnetyczne musi przechodzić przez powietrze. Warto zwrócić uwagę na bardzo duże nasycenie jarzma, co oznacza, że indukcja magnetyczna jest tam bardzo duża (ok. 2,1 T). Została ona określona kolorem fioletowo-czerwonym.



Rys. 17. Wyniki symulacji rozkładu indukcji pola magnetycznego dla poszczególnych źródeł pola magnetycznego z uwzględnieniem trzech cieczy MR

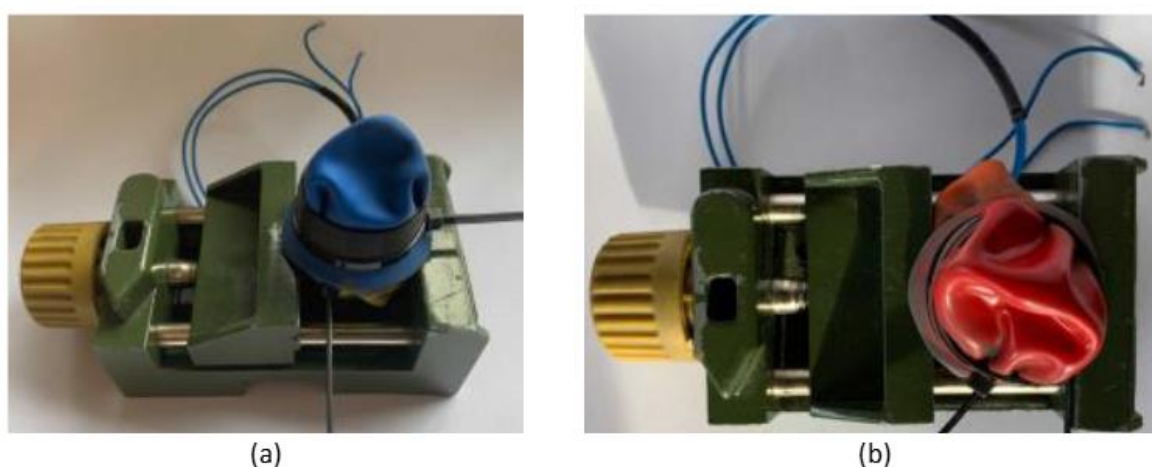
W następnym kroku wyznaczono symulacyjnie rozkład indukcji pola magnetycznego wzdłuż podstawy poduszki, na wysokości 2 mm (czerwona, pozioma linia na rys. 18a). We wszystkich przypadkach cieczy MR największe wartości indukcji magnetycznej otrzymano, gdy zastosowano uchwyt magnetyczny MH25. Nieznacznie mniejsze wartości zanotowano dla MH29. Największe wartości indukcji uzyskano dla cieczy MRF-140CG, a najniższe dla MRF-126LF. Z tego względu, w dalszych rozważaniach skupiono się na wykorzystaniu magnesów trwałych.



Rys. 18. Rozkład indukcji pola magnetycznego wzdłuż promienia poduszki, dla różnych wzбудników, na wysokości 2 mm od ich czoła: a) schematyczne wskazanie odcinka pomiarowego – czerwona linia, b) rozkłady dla MRF-140CG, c) rozkłady dla RHEOTEC+, d) rozkłady dla MRF-126LF.

## 4.2. Konstrukcja szczęki ze źródłem pola magnetycznego

W artykule [70] Autorzy zastosowali balon lateksowy jako zbiornik cieczy MR. Zauważyli jednak, że olej w tej cieczy rozpuszcza naturalną gumę. Zjawisko to zostało pokazane na rysunku 19. Proces ten wymaga czasu. W przeprowadzonym eksperymencie, zauważono rozpuszczenie poduszki po około tygodniu (rys. 19b). W związku z tym, w kolejnej wersji urządzenia, wyposażono je w zbiornik wykonany z kauczuku akrylonitrylo-butadienowego [87]. Tak samo uczynili Autorzy prac [74] i [76]. Literatura przedmiotu zgodnie z omówieniem przedstawionym w rozdziale 2, nie wskazuje na stosowanie innego materiału. Do szybkiego projektowania poduszek z cieczą MR przydatne może być użycie druku 3D.

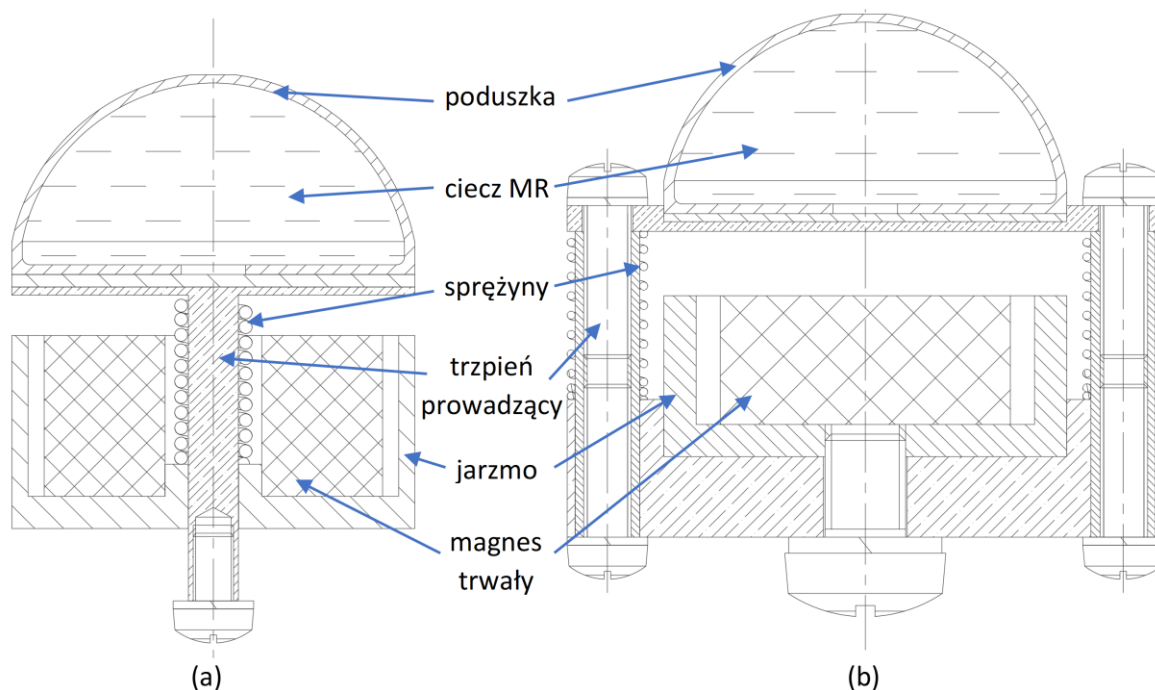


Rys. 19. Zdjęcia lateksowych balonów wypełnionych cieczą MR, wykonane w ramach dysertacji:

- a) balon z cieczą chwilę po zamknięciu, b) balon z cieczą po tygodniu - widoczna szklistość powierzchni balonu, świadcząca o jego rozpuszczaniu przez olej

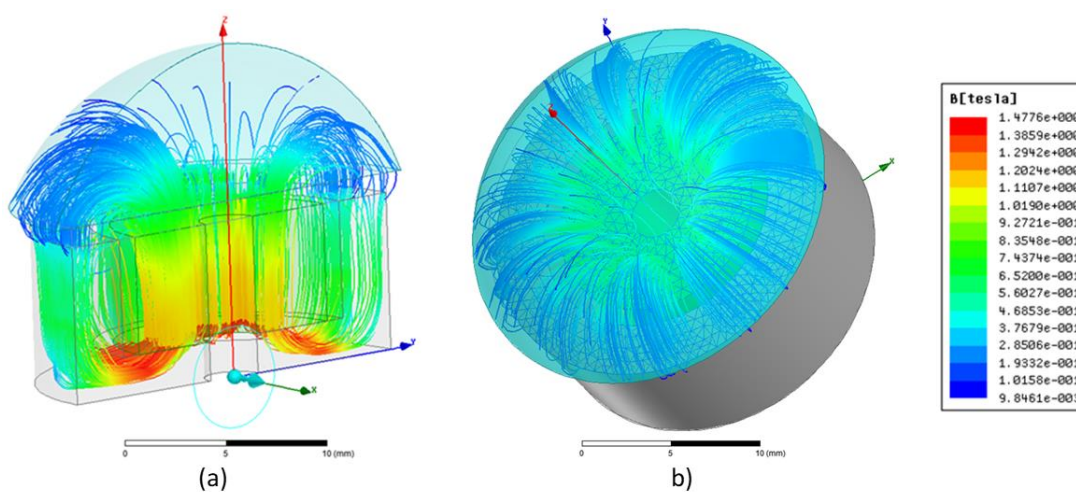
Badania wykonane i opisane w poprzednim rozdziale pokazały, że największe wartości indukcji magnetycznej uzyskuje się przy zastosowaniu magnesu trwałego, jako źródła pola magnetycznego. To rozwiązanie zapewnia również dobrą relację generowanego pola magnetycznego do masy jego źródła. Autor niniejszej rozprawy doktorskiej na wczesnym etapie prac opracował nowatorskie rozwiązanie chwytaka szczękowego, wykorzystującego elektromagnes, które zostało opatentowane (numer zgłoszenia P.433368 [88]) przez Urząd Patentowy RP. Autor opracował również dwie propozycje konstrukcji chwytaka, które zostały zgłoszone do opatentowania (nr P.438636 [89], rys. 20). Zaletą zaproponowanego rozwiązania jest to, że nie wymaga ono zewnętrznego zasilania i sterowania. Poduszki z cieczą MR i magnesami trwałymi mogą być zamontowane na dowolnym chwytaku szczękowym, bez konieczności uzbrajania go w dodatkowe oprzyrządowanie sterujące. Pierwsza z zaproponowanych konstrukcji wykorzystuje magnes trwały z otworem oraz sprężynę umieszczoną centrycznie (rys. 20a). Rezultaty badań symulacyjnych tego rozwiązania zostały omówione w artykule [90]. Magnesy z otworem stanowią słabsze źródło pola

magnetycznego, w porównaniu z magnesami pełnymi, tj. w kształcie walca, o tych samych wymiarach zewnętrznych. Mając to na uwadze, zaproponowano drugie rozwiązanie, oparte o magnes trwały ze sprężynami umieszczonymi na zewnątrz (rys. 20b). Stanowi ono rozwinięcie komercyjnie dostępnych uchwytów magnetycznych z uwzględnieniem szczeliny powietrznej pomiędzy magnesem trwałym a jarzmem.



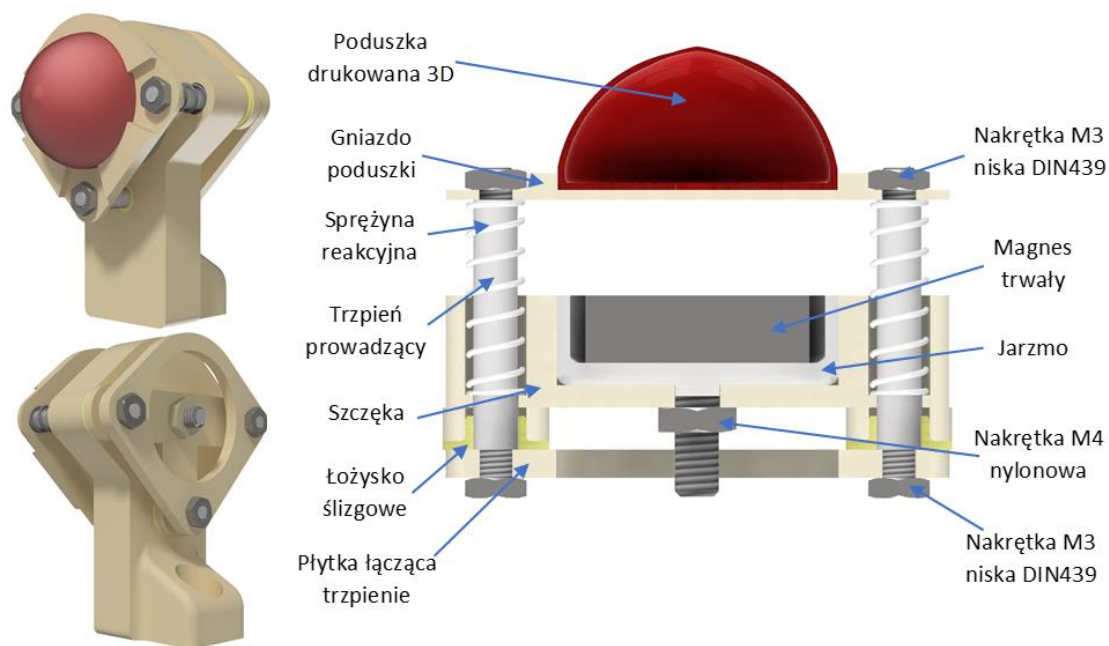
Rys. 20. Koncepty szczęki chwytaka z magnesami trwałymi: a) magnes trwały z otworem, sprężyna umieszczona w osi, b) magnes trwały ze sprężynami umieszczonymi na zewnątrz [89]

Na rysunku 21 przedstawiono przykładowy model 3D rozkładu linii sił pola magnetycznego i wartości indukcji magnetycznej w konfiguracji konstrukcji z rysunku 20a.

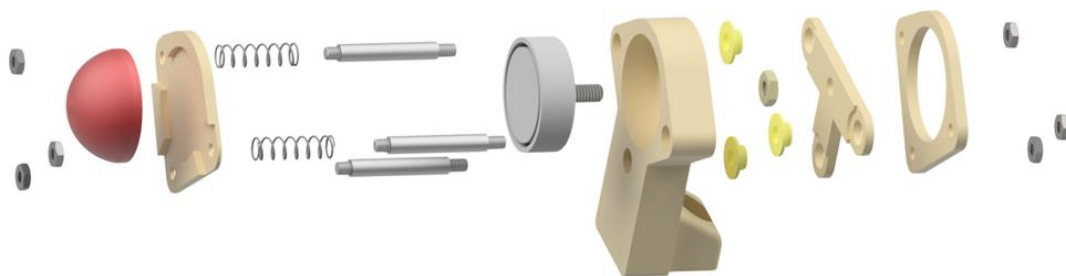


Rys. 21. Przykładowy model 3D rozkładu linii sił pola magnetycznego i wartości indukcji magnetycznej koncepcji z rys. 20a: a) widok przekroju, b) widok z góry

Na rysunku 22 przedstawiono rozwiązanie szczęki chwytaka z poduszką. Zastosowano trzpień prowadzący o średnicy  $\varnothing 4$  mm, zakończone po obu końcach gwintem M3. Dolna płytką łącząca trzpień, pozwala na synchronizację ich pracy. Trzpień mogą poruszać się w łożyskach ślizgowych firmy IGUS [91]. Gniazdo poduszki jest miejscami pogrubione w celu uzyskania większej sztywności (rys. 22). Dzięki temu możliwe jest zachowanie cienkiej warstwy pod poduszką, która wpływa na przenikalność magnetyczną. Zastosowano nylonowe nakrętki M4 (DIN934) oraz nakrętki M3 o niskim profilu (DIN439). Widok rozstrzelony konstrukcji pokazano na rysunku 23. Szczególnie ważną rolę odgrywają sprężyny. W stanie otwartych szczęk chwytaka odsuwają one magnes trwały od poduszki. Przy zaciskaniu, zbliżają one poduszkę do magnesu trwałego, wprowadzając pole magnetyczne do cieczy MR. Przy odpowiednio dużej sile ściskania, magnes trwały zostaje całkowicie dosunięty do poduszki z cieczą MR. Zmiana parametrów sprężyny tj. jej długość i współczynnik sprężystości wpływają na zachowanie konstrukcji. Powinny zostać dobrane na podstawie zastosowanego magnesu trwałego oraz pola magnetycznego jakie generuje.



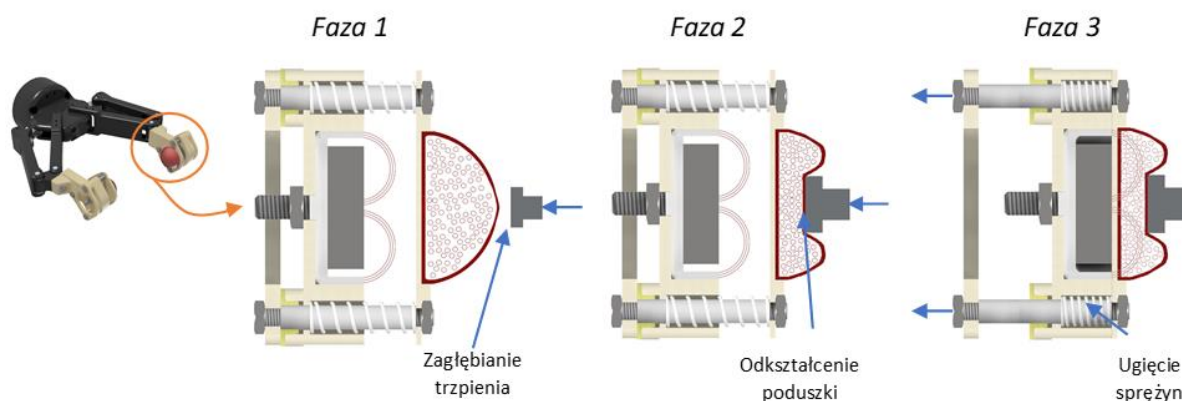
Rys. 22. Prototypowa szczęka wykorzystująca mechanizm sprężyna-magnes trwały z poduszką TPU, wypełnioną cieczą MR [92]



Rys. 23. Widok rozstrzelony szczęki chwytaka



Zasadę działania szczęki przedstawiono na rysunku 24. Stanowi ono rozwinięcie schematu ideowego z rysunku 11. Rozwiązanie opiera się na wykorzystaniu przyciągania pola magnetycznego i reakcji sprężyny. Pokazano na nim trzy fazy ruchu przedstawione na przekroju pojedynczej szczęki. Sprężyny są w stanie spoczynku, zapewniając szczelinę powietrzną pomiędzy wzbudnikiem, a poduszką (faza 1). W wyniku ruchu szczęki następuje zagłębienie obiektu chwytanego (w tym przypadku trzpienia). W rezultacie w fazie 2, następuje odkształcenia poduszki z cieczą. Dalsze przemieszczenie szczęki w kierunku obiektu powoduje nie tylko zagłębienie poduszki, ale ugięcie sprężyn (faza 3). Wpływa to na zmniejszanie szczeliny powietrznej pomiędzy wzbudnikiem, a poduszką. W efekcie pole magnetyczne magnesu trwałego zostaje wprowadzone w objętość poduszki i cieczy MR. Główne zalety tego rozwiązania to prostota działania, niski koszt energetyczny, brak cewki, stabilność warunków temperatury pracy, a w szczególności brak dodatkowego sterowania obwodem magnetycznym. Jednocześnie zachowany jest główny cel aplikacyjny, jakim jest usztywnienie struktury poduszki po uchwyceniu przedmiotu. Zwolnienie chwytu odbywa się w odwrotnej kolejności od fazy 3 do fazy 1. Ponadto, zwizualizowano cząstki ferromagnetyczne unoszące się w cieczy MR oraz linie sił pola magnetycznego generowanego przez magnes trwały. Pole zamykane jest dzięki wykorzystaniu zewnętrznego jarzma.



Rys. 24. Fazy działania proponowanego rozwiązania sprężyny magnetycznej w przekroju poprzecznym szczęki (opis w tekście) [92]

Zaproponowane rozwiązanie szczęki wykorzystującej poduszkę z cieczą MR zostało poddane analizie SWOT, co przedstawiono w tabeli 3.

Tabela 3. Analiza SWOT zaproponowanego rozwiązania szczęki z poduszką MR

<u>MOCNE STRONY</u>	<u>SŁABE STRONY</u>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• innowacyjne podejście;</li> <li>• brak konieczności zapewnienia modułu sterowania, chwytak może pracować z fabrycznym oprogramowaniem;</li> <li>• możliwość wyposażenia w urządzenie dowolnego chwytaka szczękowego, po wcześniejszym przeprojektowaniu mocowania;</li> <li>• niski koszt budowy i poziom skomplikowania urządzenia – rozwiązanie może zostać szybko zaimplementowane;</li> <li>• niska waga urządzenia w porównaniu do innych rozwiązań.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• płytką pod poduszką pomimo miejscowego zwiększenia pola przekroju nie jest wystarczająco sztywna; Niestety dalsze zwiększanie grubości pod podstawą poduszki powoduje zwiększenie odległości pomiędzy poduszką i źródłem pola magnetycznego. Niska przenikalność magnetyczna tworzyw sztucznych wpływa negatywnie na rozkład pola wewnątrz poduszki.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• opracowanie zabudowanej wersji zapobiegającej blokowanie mechanizmu;</li> <li>• przeprowadzenie dalszych prac projektowych nakierowanych na usztywnienie konstrukcji.</li> <li>• zastosowanie innych materiałów na poszczególne elementy.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• zagrożenie wynikające z uszkodzenia poduszki w trakcie pracy urządzenia, co może doprowadzić do zanieczyszczenia lub uszkodzenia otoczenia pracy;</li> </ul>
<u>MOŻLIWOŚCI</u>	<u>ZAGROŻENIA</u>

### 4.3. Parametry obwodu magnetycznego

Struktura obwodu magnetycznego poduszki wynika z rezultatów wstępnych badań opisanych w rozdziale 4.1. W ramach niniejszego rozdziału skupiono się na określeniu geometrii jego elementów, w tym szczeliny powietrznej. Rozważany obwód magnetyczny składa się z: magnesu trwałego (N38 – NdFeB), szczeliny powietrznej oraz jarzma ferromagnetycznego (stal 1010). Wymiary obwodu będące parametrami w badaniach zostały oznaczone na rysunkach 25 i 26. Do najważniejszych z nich należą:  $g_m$ ,  $z$ ,  $k_{pm}$  i  $k_j$ . Pierwszym parametrem jest  $g_m$ , który służy do opisu wysokości magnesu i mieści się w zakresie 2,0 – 8,0 mm. W badaniach symulacyjnych przyjęto, że wymiar ten będzie zwiększany z krokiem co 1,0 mm (rys. 25). Następnym parametrem to średnica magnesu trwałego  $d_{pm}$ , która wyrażona jest zgodnie ze wzorem:

$$d_{pm} = 23,7 \cdot k_{pm} \quad (4.1)$$

gdzie:  $d_{pm}$  [mm] to średnica magnesu trwałego,  $k_{pm}$  [-] to współczynnik określający średnicę magnesu trwałego.

Użyto w nim bezwymiarowego parametru  $k_{pm}$  o wartościach z przedziału 0,7 - 0,9 (krok co 0,05) - rysunki 25 i 26. Określa on „udział” średnicy magnesu trwałego w zewnętrznej średnicy źródła pola magnetycznego. Zewnętrzną średnicę źródła pola magnetycznego przyjęto jako równą  $\varnothing 23,7$  mm (średnica  $\varnothing 25,0$  mm podstawy poduszki pomniejszona o dwukrotność jej grubości).

Trzecim parametrem jest współczynnik określający szerokość jarzma  $k_j$ . Wyrażony został poprzez „udział” wartości szerokości jarzma  $w_j$  w postaci liczby:

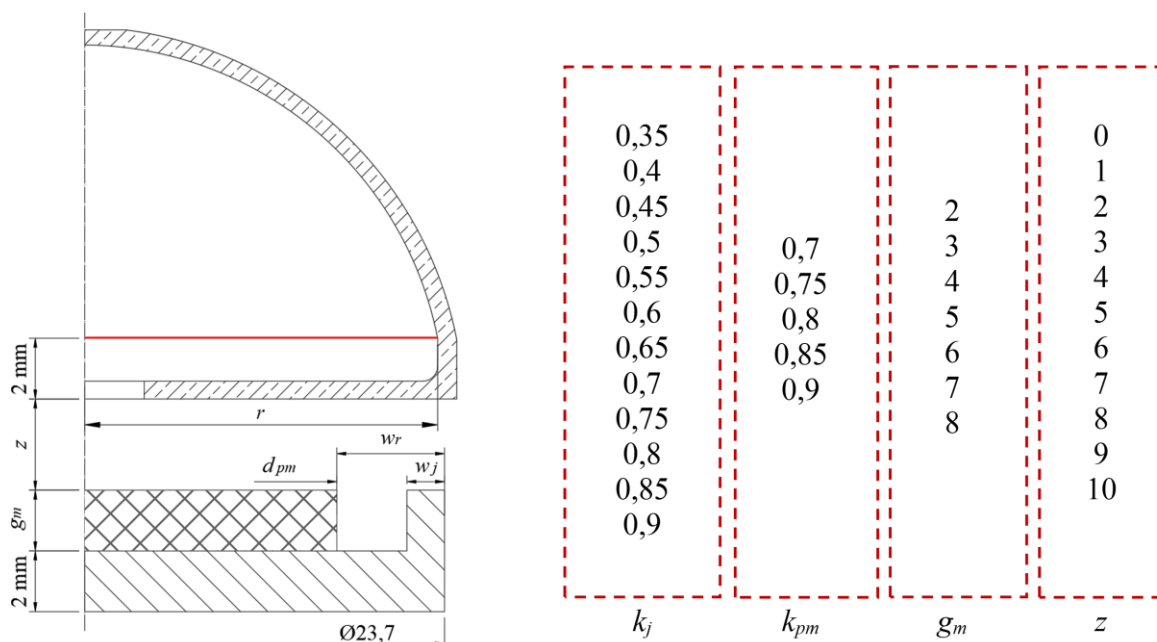
$$w_j = w_r \cdot k_j \quad (4.2)$$

gdzie:  $w_r$  [mm] to szerokość jarzma i szczeliny powietrznej,  $w_j$  [mm] to szerokość jarzma,  $k_j$  [-] to współczynnik określający szerokość jarzma.

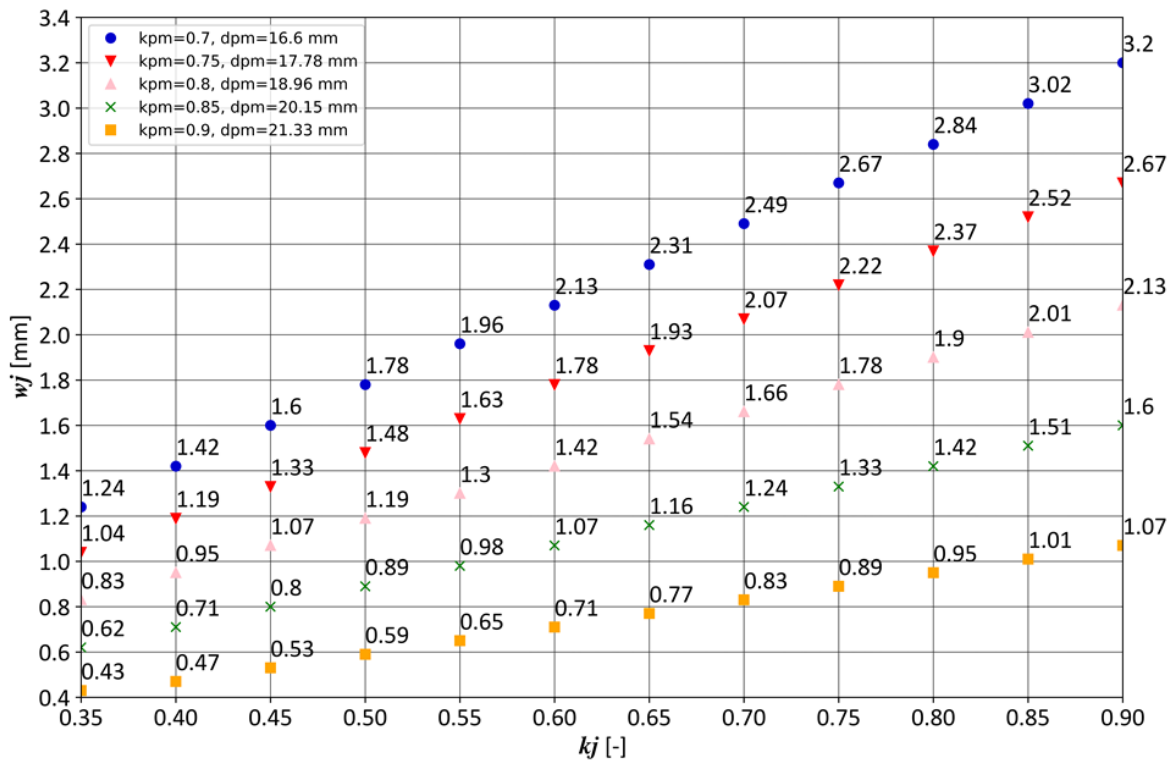
Wzór poniżej określa szerokość  $w_r$ , która stanowi połowę z różnicy długości zewnętrznej średnicy źródła pola magnetycznego oraz magnesu trwałego, co wyraża wzór:

$$w_r = (23,7 - d_{pm}) / 2 \quad (4.3)$$

Przyjęto, że wartości parametru  $k_j$  będą zawierały się w przedziale 0,35-0,90 (krok co 0,05). Wymiary  $d_{pm}$  i  $w_j$  dla każdej konfiguracji  $k_j$ ,  $k_{pm}$  przedstawiono na rysunku 26. Ostatnią wielkość określono poprzez  $z$ , która stanowi odległości poduszki od źródła pola magnetycznego. Przyjęto również, że jarzmo u podstawy ma stałą grubość 2 mm. Na rysunku 25 zestawiono wszystkie, stosowane w obliczeniach (badaniach symulacyjnych) wartości wymiarów i parametrów. Przeanalizowano łącznie 4620 różnych konfiguracji.



Rys. 25. Rysunek pokazujący wymiary analizowanej konstrukcji obwodu magnetycznego oraz stosowane w badaniach wartości wymiarów i współczynników:  $d_{pm}$ ,  $w_r$ ,  $w_j$ ,  $k_j$ ,  $k_{pm}$ ,  $g_m$ ,  $z$

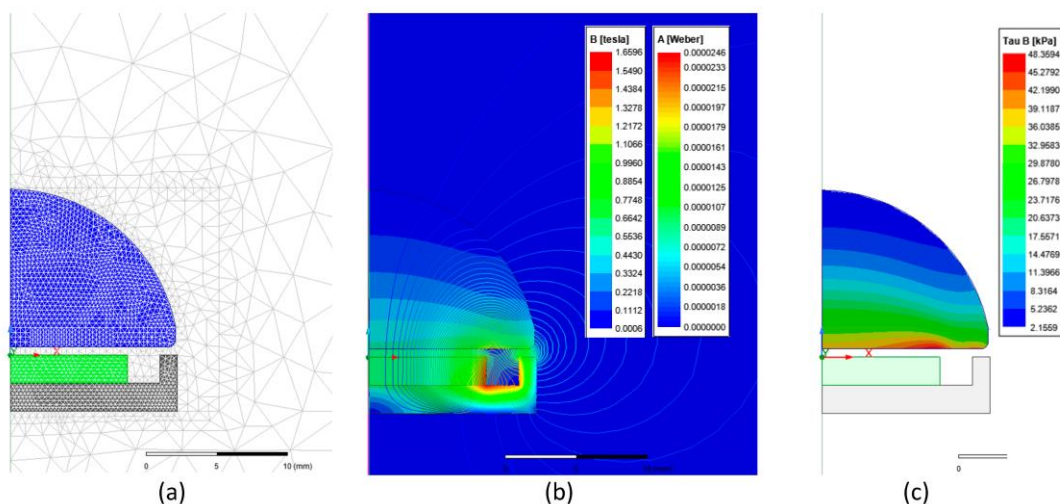


Rys. 26. Wartości szerokości jarzma  $w_j$  w zależności od parametrów:  $k_j$ ,  $k_{pm}$ ,  $d_{pm}$  – uzupełnienie do rysunku 25

#### 4.4. Badania symulacyjne obwodu magnetycznego

W celu wykonania badań symulacyjnych, dotyczących określenia rozkładu pola magnetycznego w obwodzie, a w szczególności w poduszce z cieczą MR, opracowano model w środowisku Ansys Maxwell. Bazuje on na parametrach omówionych w rozdziale 4.3. Założono osiową symetrię obwodu magnetycznego. Uwzględniono nieliniowe właściwości magnetyczne cieczy MR. W tym celu zaimplementowano zależność naprężeń ścinających  $\tau_B$  [kPa] od wartości indukcji pola magnetycznego  $B$  [T] cieczy LORD MRF-140CG zgodnie z [32], co przedstawiono na rysunku 5b. Na rysunku 27 pokazano przykładowy wykres siatki elementów skończonych, linie sił pola magnetycznego, a także wyznaczony rozkład naprężeń ścinających  $\tau_B$  w cieczy MR, znajdującej się wewnątrz poduszki.

Na podstawie przeglądu literatury [68]-[70] i [72]-[85] można stwierdzić, że Autorzy tych prac przedstawili jedynie z góry założone geometrie i parametry obwodu magnetycznego. Czasami przedstawiają one tylko pojedyncze wyniki symulacji MES, wykorzystanego źródła [69], [78]. Szersze analizy zaproponowanych rozwiązań przedstawiono w [73], [80], [81], [83].

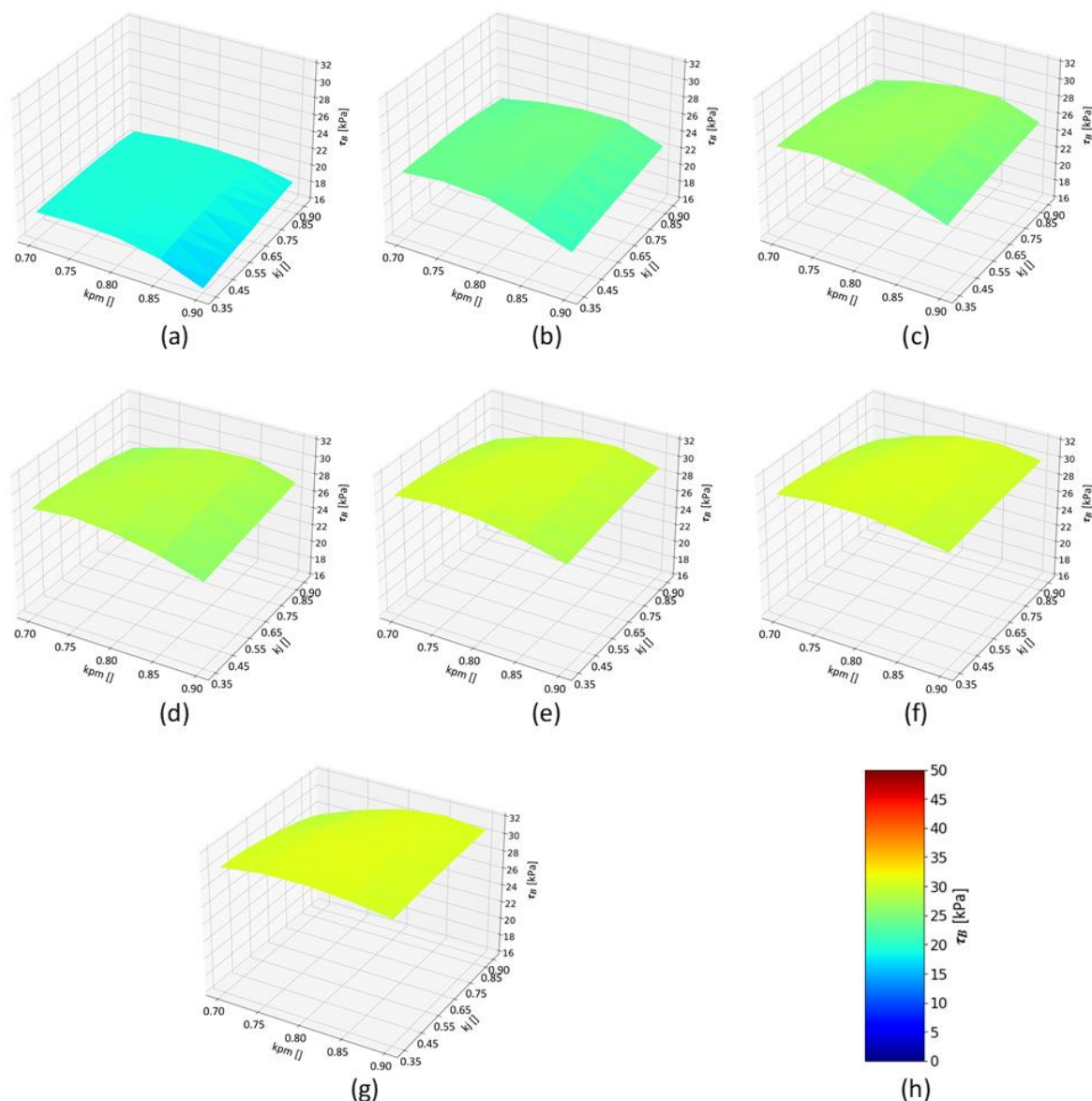


Rys. 27. Siatka MES i wynik symulacji rozkładu pola w środowisku Ansys Maxwell: a) przykładowa siatka elementów skończonych; b) linie sił pola magnetycznego oraz wartości indukcji magnetycznej; c) wyznaczony rozkład naprężeń ścinających  $\tau_B$  w cieczy MR znajdującej się wewnątrz poduszki

W ramach niniejszej pracy postanowiono przeprowadzić parametryczną analizę geometrii poszczególnych elementów, wchodzących w skład obwodu magnetycznego. Część przedstawionych wyników opisano już w artykule [92]. W artykule [90] przedstawiono badania, które stanowiły wstęp do niniejszych rozważań. Najwyższa wartość naprężeń  $\tau_B$ , uzyskana w symulacji wynosiła 46,4 kPa dla parametrów:  $k_j = 0,6$ ;  $k_{pm} = 0,7$ ;  $g_m = 8$  mm;  $z = 0$  mm;  $r = 0$  mm. Dla zobrazowania graficznego wartości naprężeń ścinających w zakresie 0-50 kPa, wprowadzono skalę barw (rys. 28h), obowiązującą dla wykresów powierzchniowych, przedstawionych w niniejszym rozdziale.

Naprężenia w cieczy MR wyznaczono w punktach zlokalizowanych wzdłuż długości odcinka  $r$  oznaczonego na rysunku 25 kolorem czerwonym. Podobnie jak poprzednio (rozdział 4.1, rys. 18), naprężenia wyznaczono na wysokości 2 mm. Wyznaczenie naprężeń przeprowadzono przy różnych odległościach  $z$  wzbudnika pola magnetycznego od dna poduszki MR (rys. 25). Wartość  $z = 0$  definiuje sytuację, w której czoło magnesu trwałego opiera się o podstawę poduszki MR. Celem badań było określenie rozkładu naprężeń ścinających w obrębie poduszki MR dla różnych geometrii obwodu magnetycznego oraz odległości  $z$  wzbudnika od poduszki.

Na rysunku 28 przedstawiono średnie wartości naprężeń, występujących na przekroju poprzecznym poduszki  $r$ , na wysokości 2 mm od jej podstawy, dla różnych wartości  $g_m$ . Wyznaczona wartość naprężeń ścinających rośnie wraz ze wzrostem wymiaru  $g_m$ . Decyduje on o wymiarach źródła pola magnetycznego, tj. magnesu trwałego. Różnice występujące pomiędzy wartościami  $g_m$ : 2, 3, 4 mm, są istotne dla uzyskanych wyników. Dla większych wartości  $g_m$  takich jak: 6, 7 i 8 mm, zmiany naprężeń są mniejsze i obejmują głównie wzrost ich wartości średnich, szczególnie dla  $k_{pm}$  równego 0,9.



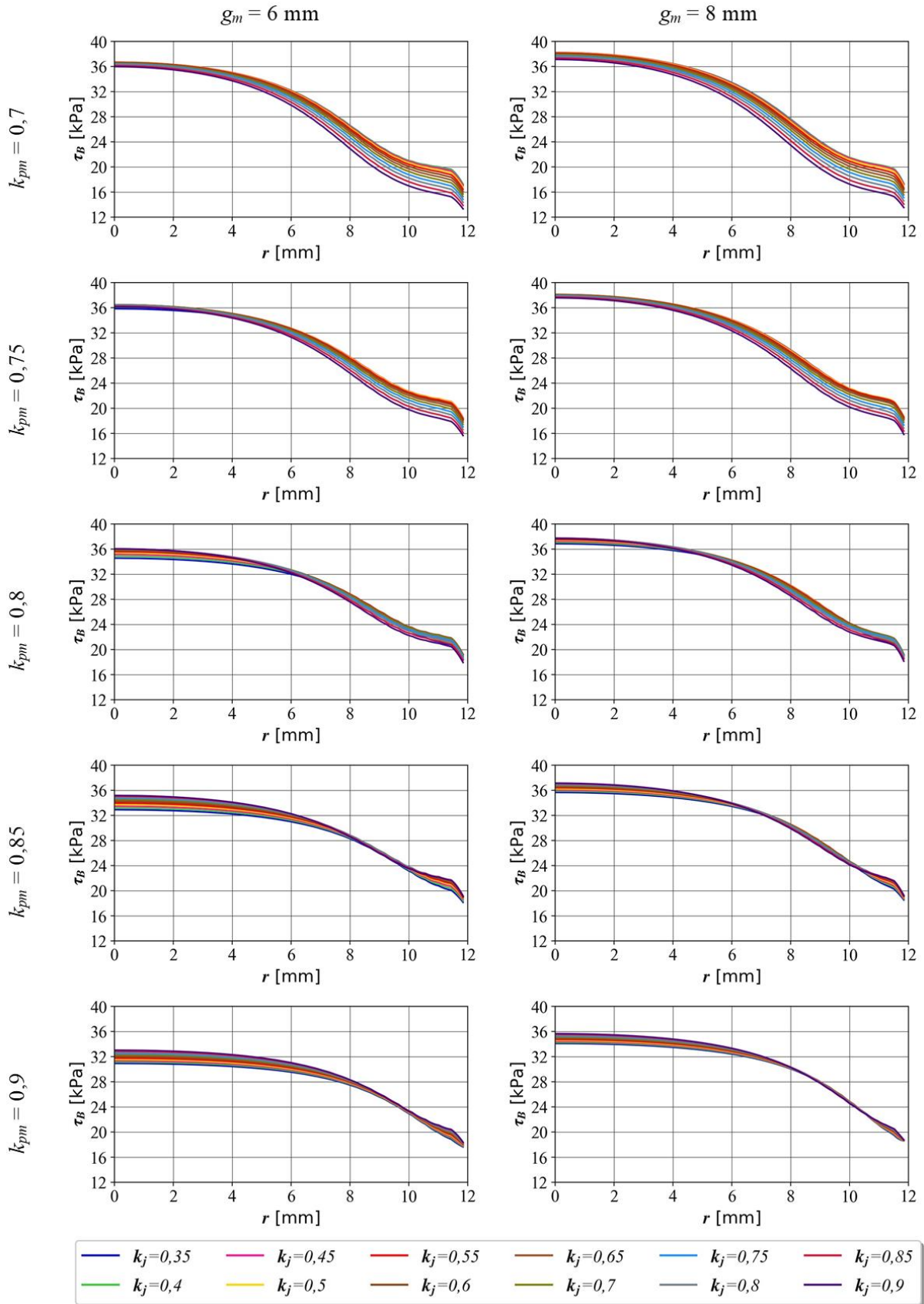
Rys. 28. Rozkłady średniej wartości naprężeń ścinających  $\tau_B$  na długości odcinka  $r$  przy  $z$  równym 1 i  $g_m$  równym: a) 2 mm, b) 3 mm, c) 4 mm, d) 5 mm, e) 6 mm, f) 7 mm, g) 8 mm, h) skala kolorów reprezentująca wartość naprężeń ścinających

Szczegółowej analizie poddano warianty dla  $g_m = 6$  mm (ze względu na geometrię uchwytu MH25 – rysunek 12) oraz  $g_m = 8$  mm (magnesy trwałe o największych analizowanych wymiarach). Na rysunku 28 widać, że wyższe naprężenia ścinające można uzyskać wraz ze wzrostem wartości  $k_{pm}$  i  $g_m$ . Rozkłady naprężeń wzdłuż długości promienia  $r$  dla  $g_m$  równego 6 mm i 8 mm i dla  $z$  równego 1 mm przedstawiono na rysunku 29. Widoczna jest na nim prosta zależność pomiędzy wzrostem naprężeń, a spadkiem wartości parametru  $k_j$  dla  $k_{pm} = 0,7$ . Wzrost wartości parametru  $k_j$  dla  $k_{pm}$  równym 0,85÷0,9, powoduje wzrost wartości naprężeń na całej długości przekroju poduszki. Konfiguracje z  $k_{pm}$  równym 0,75÷0,8 integrują obie omówione tendencje. Dla  $k_{pm}$  równego 0,75 i parametru  $k_j$  o wartościach do 0,6 następuje zwiększenie wartości naprężeń, tak jak dla konfiguracji

z  $k_{pm}$  równym  $0,85 \div 0,9$ . Zmniejsza się wartości naprężeń dla punktów skrajnych, najbardziej oddalonych od osi symetrii poduszki (dla  $g_m = 6$  mm:  $r > 6$  mm;  $g_m = 8$  mm:  $r > 5$  mm), wyszczególniając konfiguracje z  $k_{pm} = 0,7$ . Przy  $k_{pm} = 0,8$  i współczynniku  $k_j$  o wartościach do  $0,6$  obserwowane są wyższe wartości naprężeń jak w konfiguracji z  $k_{pm} 0,85 \div 0,9$ . Następnie utrzymuje poziom naprężeń zbudowany tym samym do  $k_j = 0,8$  i zmniejsza wartości naprężeń dla punktów skrajnych najbardziej oddalonych od osi symetrii poduszki (dla  $g_m = 6$  mm:  $r > 6$  mm;  $g_m = 8$  mm:  $r > 5$  mm). Dla  $g_m$  równego  $8$  mm obniżenie wartości naprężeń dla wyższych współczynników  $k_j$  następuje wcześniej. Warto zaznaczyć, że przy analizie tych dwóch wysokości magnesów trwałych, osiągnęte są takie same minimalne wartości naprężeń ścinających dla okolic  $r$  równego  $12$  mm. Sytuacja ta ma miejsce dla tych samych  $k_{pm}$ .

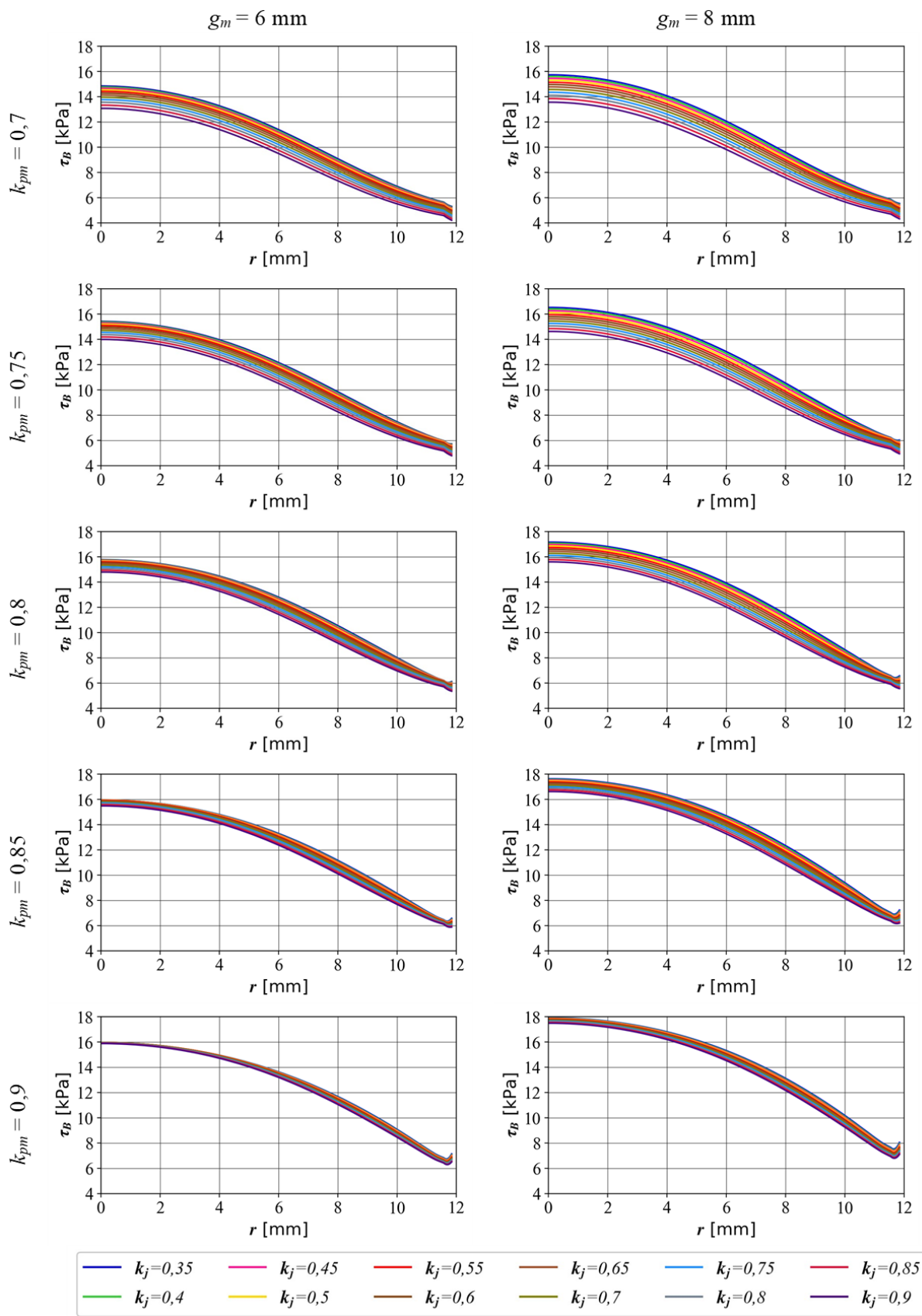
Na rysunku 29 można zaobserwować, że większe wartości naprężeń występują w pobliżu osi symetrii poduszki, dla mniejszych wartości parametru  $k_{pm}$ . Przy  $g_m$  równym  $6$  mm dla  $k_{pm}$  równego  $0,7 \div 0,75$ , naprężenia oscylują wokół  $36$  kPa. Dla  $k_{pm}$  równego  $0,8 \div 0,85$  są one poniżej  $36$  kPa, a dla  $k_{pm}$  równego  $0,9$  wynoszą około  $32$  kPa. Wartości naprężeń dla  $r$  równego  $8$  mm ( $2/3$  odległości promienia podstawy poduszki) wpływają na średnią wartość naprężeń, wzdłuż całego odcinka  $r$ . Zostanie to omówione w dalszej części tego rozdziału.

Na rysunku 30 przedstawiono, analogicznie do rysunku 29, wartości naprężeń dla różnych konfiguracji  $k_{pm}$ ,  $k_j$  przy  $g_m$  równym  $6$  mm i  $8$  mm, tym razem dla odległości  $z$  równej  $5$  mm. Wśród różnych konfiguracji  $k_{pm}$  najwyższe wartości naprężeń występują w konfiguracjach z  $k_j$  równym  $0,35$ . Drugim spostrzeżeniem z badań, jest sukcesywne zmniejszanie dysproporcji pomiędzy konfiguracjami o różnych wartościach  $k_j$  wraz ze wzrostem wartości parametru  $k_{pm}$ . Dla grubości magnesu trwałego  $g_m$  równej  $6$  mm i odległości od czoła  $z$  równej  $5$  mm, konfiguracja z  $k_{pm}$  wynoszącym  $0,9$  i  $k_j$  wynoszącym  $0,35$ , jest najlepsza pod względem równomierności rozkładu wartości naprężeń ścinających w przekroju poprzecznym poduszki. W porównaniu z wykresami pokazanymi na rysunku 29, konfiguracja ta zapewnia największe wartości naprężeń ścinających w osi symetrii przekroju poprzecznego. Dla  $g_m$  równego  $8$  mm poszczególne konfiguracje  $k_j$  mają większe znaczenie w obrębie poszczególnych  $k_{pm}$ . Różnice pomiędzy poszczególnymi wartościami są bardziej zauważalne niż w przypadku  $g_m$  równego  $6$  mm. Ponownie analizując wartości naprężeń ścinających przy  $r$  równym  $8$  mm, dla  $k_{pm}$  równego  $0,7$  są one niższe od  $10$  kPa, dla  $k_{pm}$  równego  $0,8$  nieznacznie poniżej  $12$  kPa, a z kolei dla  $k_{pm}$  równego  $0,9$  powyżej  $12$  kPa. W celach poglądowych na rysunku 31 przedstawiono rozkłady naprężeń w przekroju poduszki w odległości  $z$  równej  $10$  mm. Przy takiej odległości magnesu od poduszki, przedmiot chwytny znajduje się poza jej obszarem.

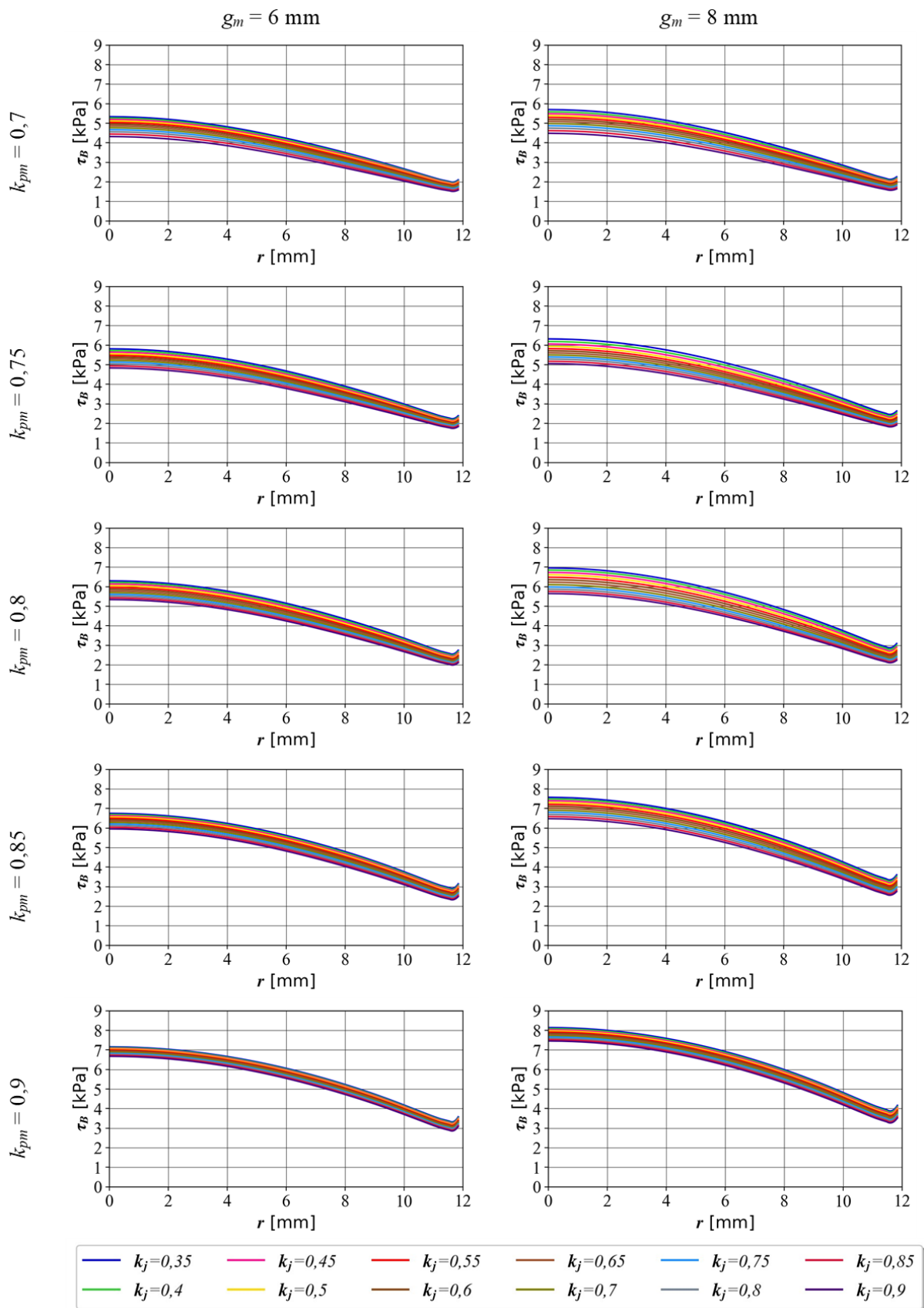


Rys. 29. Rozkład naprężeń ścinających  $\tau_B$  dla odległość  $z$  równej 1 mm oraz grubość  $g_m$  równej 6 mm i 8 mm, przy różnych konfiguracjach współczynnika  $k_j$  i  $k_{pm}$



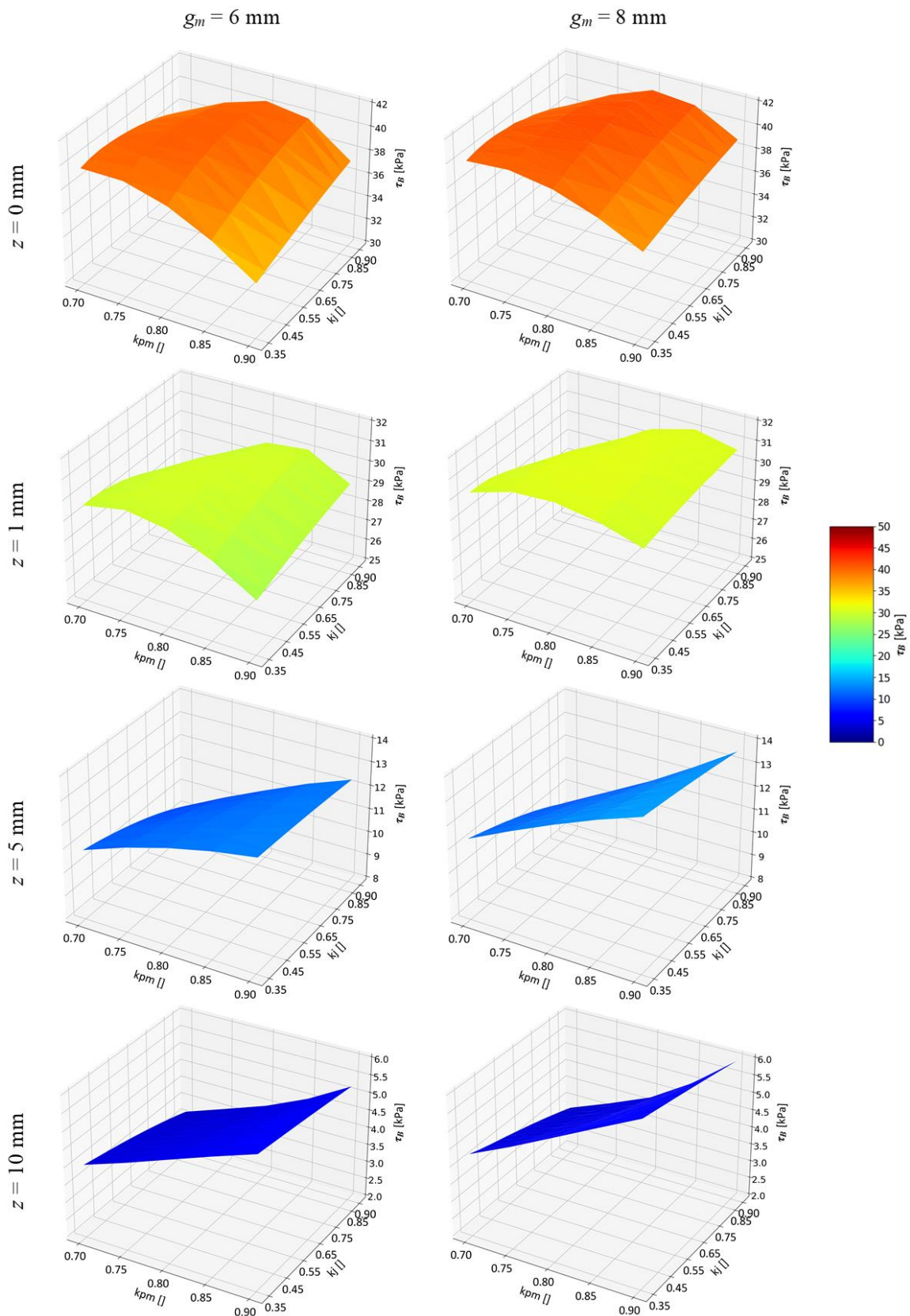


Rys. 30. Rozkład naprężeń ścinających  $\tau_B$  dla odległość  $z$  równej 5 mm oraz grubość  $g_m$  równej 6 mm i 8 mm przy różnych konfiguracjach współczynnika  $k_j$  i  $k_{pm}$

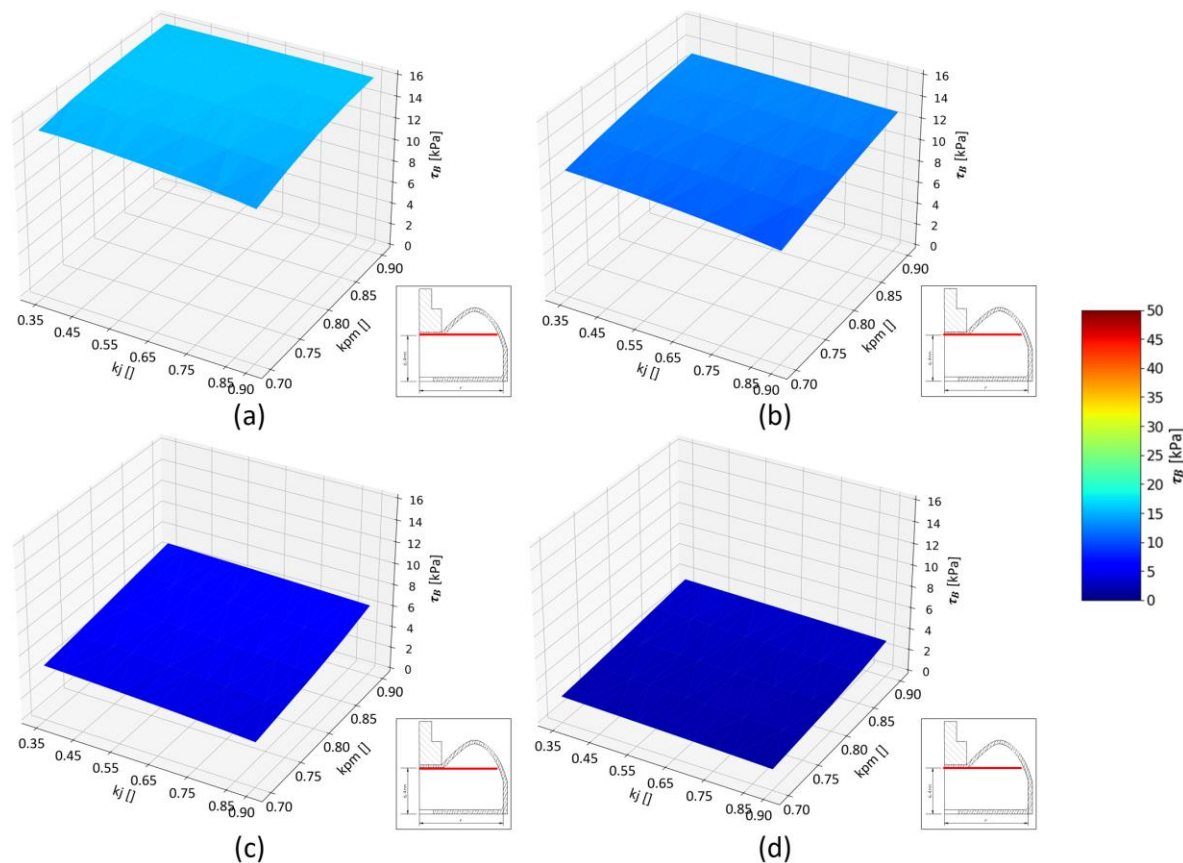


Rys. 31. Rozkład naprężeń ścinających  $\tau_B$  dla odległość  $z$  równej 10 mm oraz grubość  $g_m$  równej 6 mm i 8 mm przy różnych konfiguracjach współczynnika  $k_j$  i  $k_{pm}$

Ze względu na duży (liczba konfiguracji) zakres danych pozyskanych z przeprowadzonych symulacji, w artykule [92] zaproponowano własne podejście do analizy wyników. Polega ono na sprawdzeniu wpływu konfiguracji geometrii układu wzbudnika pola magnetycznego na rozkład średnich naprężeń ścinających, wzdłuż odcinka pomiarowego  $r$  (rys. 25). Na rysunku 32 przedstawiono je dla konfiguracji magnesu trwałego o grubości  $g_m$  równej 6 mm i odległości źródła pola magnetycznego  $z$  równej 0; 1; 5 i 10 mm. Dla pierwszego przypadku, w którym założono brak szczeliny powietrznej między czołem magnesu trwałego, a podstawą poduszki ( $z$  równe 0 mm, rysunek 32a), największą średnią wartość naprężeń ścinających wynoszącą 40,7 kPa uzyskano dla  $k_{pm}$  równego 0,8 i  $k_j$  równego 0,75. Najmniejszą wartość średnich naprężeń ścinających wynoszącą 34,4 kPa uzyskano dla konfiguracji  $k_{pm}$  równego 0,9 i  $k_j$  równego 0,35. Dla przypadku z rysunku 32b ( $z$  równe 1 mm) kształt wykresu powierzchniowego nie różni się znacznie od tego, uzyskanego dla  $z$  równego 0 mm. W konfiguracji dla  $k_{pm}$  równego 0,7 i  $k_j$  równego 0,9, występuje zmniejszenie wartości naprężeń ścinających, potwierdzające obserwacje z rysunku 29. Największa wartość średniego naprężenia ścinającego w tym przypadku wynosi 30,5 kPa dla  $k_{pm}$  równego 0,8 i  $k_j$  równego 0,65. Obserwacja wykresów na rys. 32 dla:  $z$  równego 5 mm (rys. 32c) i  $z$  równego 10 mm (rys. 32d), prowadzi do identycznych wniosków. Biorąc pod uwagę cel, jakim jest uzyskanie największych wartości naprężeń ścinających przy oddalaniu źródła pola magnetycznego, najkorzystniejszą konfiguracją geometrii jest zastosowanie możliwie dużej średnicy magnesu trwałego (duże wartości  $k_{pm}$ ) i możliwie małej szerokości jarzma (małe wartości  $k_j$ ). Potwierdzają to pokazane na rysunku 33 wykresy powierzchniowe, na których widać średnie wartości rozkładu naprężeń ścinających  $\tau_B$  w przekroju poduszki, na wysokości 6,8 mm od jej dna. Jednak ze względu na zasadę działania chwytaka, korzystne jest uzyskanie dużych wartości naprężeń ścinających w bliskiej odległości źródła pola magnetycznego i małych wartości przy oddalaniu go. Pozwoli to na uzyskanie odpowiedniej sztywności poduszki, gdy obiekt zostanie wsunięty w jej obszar, a ona dopasuje się do jego kształtu. Z kolei przy zamknięciu szczęk, wprowadzenie pola magnetycznego do objętości poduszki, usztywnia strukturę zapewniając stabilniejszy chwyt.



Rys. 32. Średnie wartości naprężeń ścinających  $\tau_B$  wzdłuż przekroju poduszki MR dla wszystkich konfiguracji  $k_{pm}, k_j$ . Analizę przeprowadzono dla wartości  $g_m$  równej 6 mm i 8 mm oraz odległości wzbudnika pola magnetycznego  $z$  równej 0; 1; 5; 10 mm



Rys. 33. Średnie wartości naprężeń ścinających  $\tau_B$  wzdłuż przekroju poduszki MR na wysokości 6,8 mm od podstawy, dla wszystkich konfiguracji  $k_{pm}$ ,  $k_j$ , w poduszce odkształconej w wyniku osiowego zagłębienia trzpienia. Analizę przeprowadzono dla wartości  $g_m$  równej 6 mm i odległości wzбудnika pola magnetycznego  $z$  równej: a) 0 mm, b) 1 mm, c) 5 mm, d) 10 mm

Największą wartość średnich naprężeń ścinających dla poszczególnych  $g_m$  uzyskano przy następujących konfiguracjach:

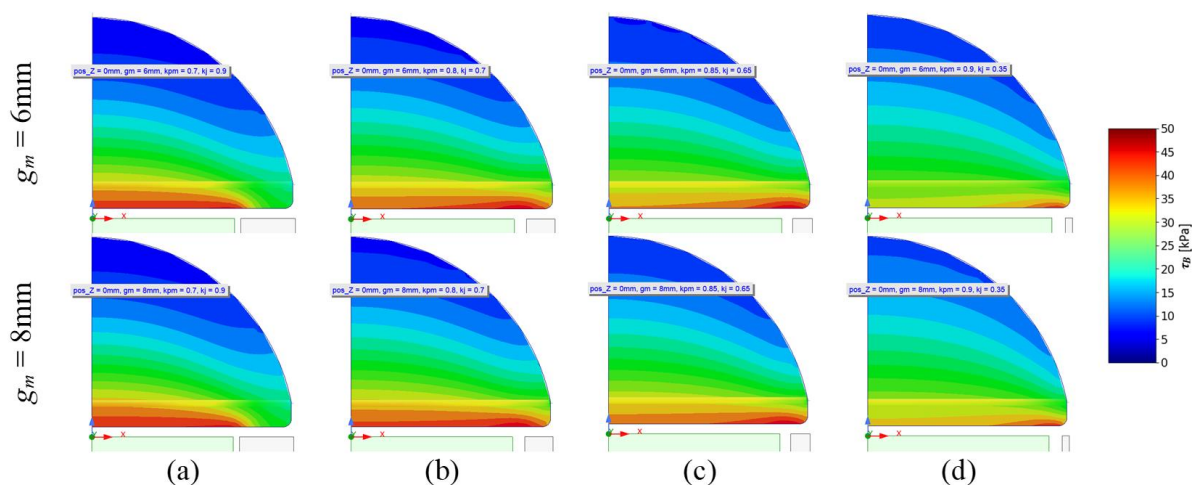
$g_m$	$k_j$	$k_{pm}$	Średnia wartość $\tau_B$ [kPa] dla $z = 0$
6 mm	0,65	0,8	40,4
7 mm	0,60	0,8	41,1
8 mm	0,60	0,8	41,6

#### 4.5. Podsumowanie badań symulacyjnych

W wyniku przeprowadzonych badań symulacyjnych, do dalszych rozważań wybrano cztery konfiguracje parametrów:  $k_{pm}$ ,  $k_j$  dla  $g_m = 6$  mm i 8 mm. Rozkłady naprężeń ścinających wewnątrz poduszki dla tych parametrów oraz  $z$  równego 0 mm, przedstawiono na rysunku 34. W artykule [92] opisano analizę wpływu geometrii poduszki z zagłębionym trzpieniem na naprężenia cieczy MR (rys. 35). Przeanalizowano w niej średni rozkład naprężeń w przekroju na wysokości wgłębniaka, tak

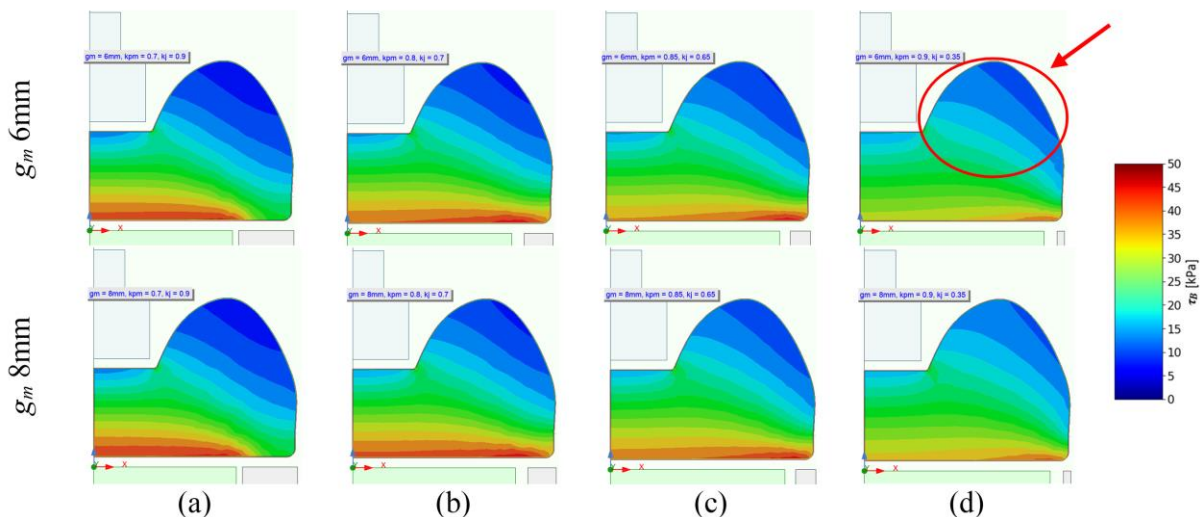
jak pokazano na rysunku 33. Pierwszą konfigurację stanowi wariant z  $k_{pm}$  równym 0,7 i  $k_j$  równym 0,9 (rys. 34a), gdzie w pobliżu osi symetrii, można zaobserwować wysokie wartości naprężeń ścinających (rys. 29). Wraz ze wzrostem odległości  $r$ , następowała znaczna redukcja tych naprężeń w stosunku do pozostałych konfiguracji. W tym wariacie, występują najniższe średnie wartości naprężeń ścinających (rys. 32). Dwie środkowe konfiguracje przedstawione na rysunkach 34b i 34c to najlepsze rezultaty analizy. Charakteryzują się one wysoką wartością naprężeń ścinających, zarówno w obszarze przy dnie poduszki, jak i wokół zagłębionego trzpienia. Ponadto, pozwalają one uzyskać oczekiwany efekt dużych naprężeń dla małych wartości  $z$  i małych naprężeń ścinających przy zwiększaniu wartości  $z$  (rys. 32).

Na rysunku 34 pokazano wyniki symulacji rozkładu naprężeń w poduszce przy  $z = 0$  mm. Najmniejsze średnie wartości naprężeń uzyskano dla konfiguracji pokazanej na rysunku 34d, z  $k_{pm}$  równym 0,9 i  $k_j$  równym 0,35. Wraz z jej zwiększaniem uzyskuje się największe średnie naprężenia (rys. 32). Jak widać na rysunku 34, wybór odpowiedniej średnicy magnesu oraz szerokości jarzma i szczeliny, pozwala na kształtowanie rozkładu naprężeń wewnątrz poduszki. Można je dopasować do zastosowań, a dokładniej do kształtu, wymiarów i głębokości zagłębienia w poduszce obiektu chwytanego.



Rys. 34. Rozkład naprężeń ścinających w przekroju poduszki nieodkształconej, dla  $z = 0$  mm, przy grubości magnesu trwałego  $g_m$  równej 6 mm i 8 mm dla konfiguracji: a)  $k_{pm} = 0,7$  i  $k_j = 0,35$ ; b)  $k_{pm} = 0,8$  i  $k_j = 0,7$ ; c)  $k_{pm} = 0,85$  i  $k_j = 0,65$ ; d)  $k_{pm} = 0,9$  i  $k_j = 0,35$

Na rysunku 35 przedstawiono rozkład naprężeń ścinających w poduszkach z zagłębionym trzpieniem. Ich wartości nieznacznie różnią się od przedstawionych na rysunku 34. Biorąc pod uwagę zastosowanie poduszki MR, najważniejszym jest, aby największe naprężenia występowały w obszarze zagłębionego obiektu, tj. po jego bokach (rys. 35d). Usztywnienie struktury cieczy MR będzie uniemożliwiało przemieszczanie się chwytanego obiektu.



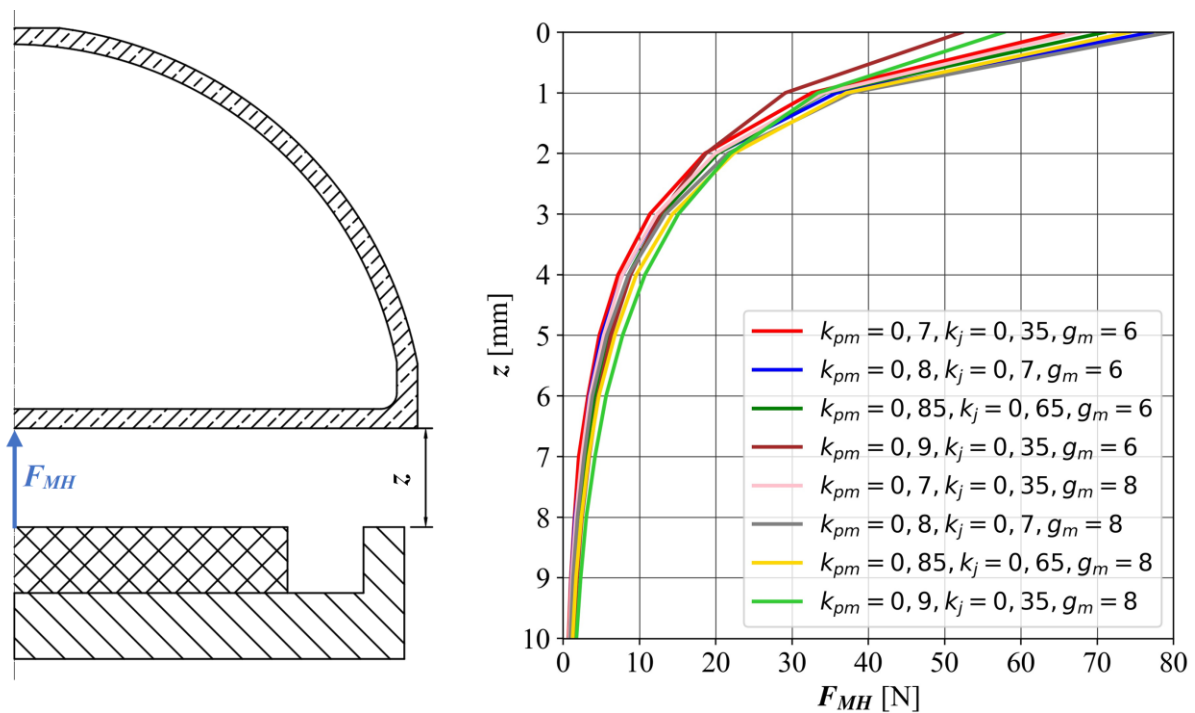
Rys. 35. Rozkład naprężeń ścinających w przekroju poduszki odkształconej, dla  $z = 0$  mm, przy grubości magnesu trwałego  $g_m$  równej 6 mm i 8 mm dla konfiguracji: a)  $k_{pm} = 0,7$  i  $k_j = 0,35$ ; b)  $k_{pm} = 0,8$  i  $k_j = 0,7$ ; c)  $k_{pm} = 0,85$  i  $k_j = 0,65$ ; d)  $k_{pm} = 0,9$  i  $k_j = 0,35$

Na podstawie przedstawionych wyżej wyników, wydaje się być uzasadnione zmniejszenie wysokości poduszki. W „obszarze szczytu kopuły” występują bardzo niskie wartości naprężeń ścinających. Z drugiej strony, wysoka poduszka pozwala chwytać obiekty wykorzystując większą powierzchnię chwytu. Dzięki temu można stosować mniejsze siły ściskania obiektu. Z tego względu pozostawiono wysokość poduszki równą 12 mm.

Na rysunku 36 przedstawiono zależność siły przyciągania poduszki z cieczą MR przez pole magnetyczne magnesu, umieszczonego pod poduszką, w funkcji wysokości szczeliny powietrznej  $z$ . Przebiegi te zostały wygenerowane w programie *Ansys* dla wybranych konfiguracji wymiarów z rysunków 34 i 35. Dane te, są głównym rezultatem przeprowadzonej analizy. Są one pomocne przy doborze sprężyn do mechanizmu szczęki. Jak pokazano na rys. 36, maksymalna wartość tej siły może być w granicach 70÷80 N.

W rozdziale 4.4 przedstawiono i opisano wyniki badań symulacyjnych, zaproponowanego źródła pola magnetycznego w postaci magnesu trwałego. Modelowanie wykonano dla poduszki wypełnionej cieczą Lord MRF-140CG. Optymalizacja geometrii zastosowanego źródła pola magnetycznego w poduszce stosowanej w chwytakach, nie była opisana w żadnej dostępnej autorowi pozycji literatury. Dotychczas przedstawiano tylko rozkłady indukcji pola magnetycznego, dla różnych geometrii urządzeń. W ramach niniejszej pracy rozpatrzono różne konfiguracje wymiarów magnesu trwałego, jarzma i szczeliny powietrznej. Współczynniki  $k_{pm}$  i  $g_m$  wpływają w głównej mierze na wartość naprężeń ścinających w poduszce, w miarę zwiększania szczeliny powietrznej między źródłem pola magnetycznego, a poduszką MR (zwiększanie odległości  $z$ ). Na tej podstawie można określać wymiary magnesu trwałego. Największa wartość  $k_{pm}$  wynosząca 0,9, pozwala na uzyskanie

największych wartości naprężeń ścinających. Dotyczy to zarówno osi obrotu poduszki, jak i punktów oddalonych od niej, tym samym o średniej wartości naprężeń ścinających (rys. 32). Marginalny wpływ na parametry ma wartość  $k_j$  (rys. 30 i 31). Podstawowym wymaganiem, stawianym poduszce z cieczą MR, jest uzyskanie możliwie dużych naprężeń dla małych wartości odległości  $z$ , przy występowaniu małych naprężeń w poduszce, w miarę wzrostu tej odległości. Takie różnice w naprężeniach pozwolą na uzyskanie odpowiedniej elastyczności poduszki w miarę zagłębiania w nią obiektu i dostosowania się jej do jego kształtu. Przy zamykaniu szczęk, wprowadzenie pola magnetycznego w objętość poduszki, pozwoli na usztywnienie struktury cieczy MR, zapewniając bardziej stabilny chwyt. Dla  $z$  równego 0 mm i 1 mm największą wartość średnią naprężenia uzyskano dla konfiguracji o  $k_{pm}$  równym 0,8 i  $k_j$  równym 0,65÷0,75. Podobne wnioski zaobserwowano również podczas analizy naprężeń w rejonie szczeliny powietrznej, pomiędzy magnesem trwałym a jarzmem.



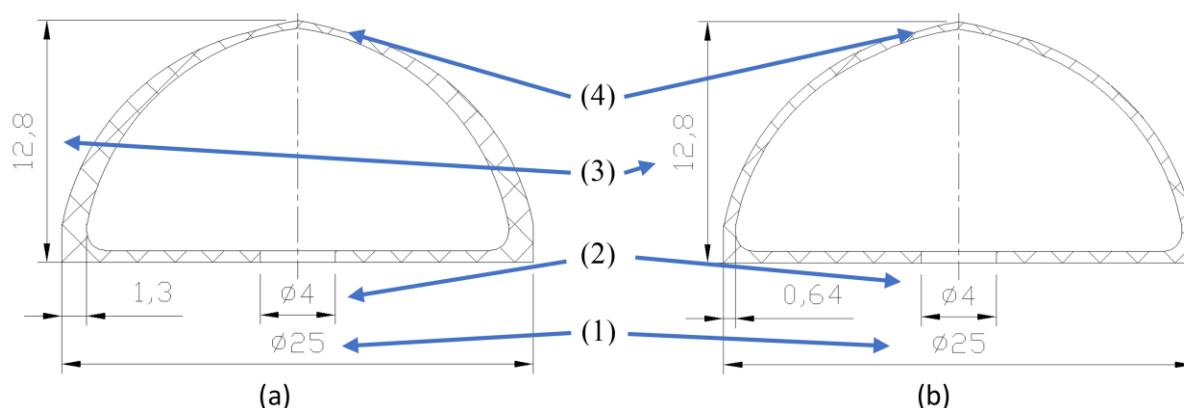
Rys. 36. Wyznaczone w symulacji wartości siły przyciągania poduszki z cieczą MR przez magnesy trwałe, w funkcji zmiany odległości  $z$  źródła pola magnetycznego dla wybranych konfiguracji geometrii



## 5. Budowa poduszki z ciecżą MR

### 5.1. Geometrie poduszki

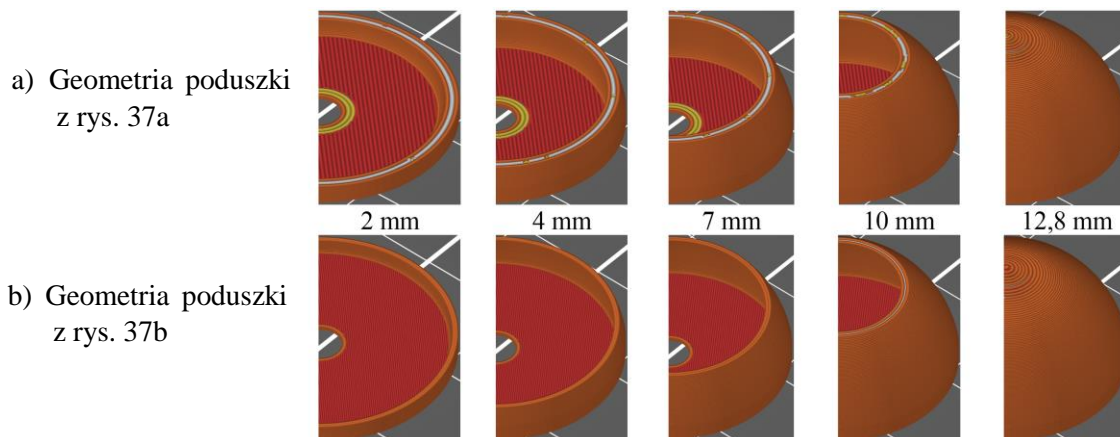
Zastosowanie druku 3D pozwala na formowanie niemalże dowolnego kształtu poduszki. W dalszej części prac, analizie poddano poduszki o kształcie sferycznym (rys. 16). W efekcie wypracowano dwie jej geometrie, przedstawione na rysunku 37. Ich cechy wspólne stanowią: średnica podstawy wynosząca  $\varnothing 25$  mm (1), otwór u podstawy o średnicy  $\varnothing 4$  mm (2) (przewidziany do wprowadzenia ciecży MR przy pomocy strzykawki) oraz wysokość „sklepienia” wynosząca 12,8 mm (3). Domknięcie sklepienia poduszki (4) oraz ustalenie grubości ścianek poduszki, zostało opracowane w rezultacie eksperymentów przeprowadzonych podczas druku i badania szczelności. W rezultacie wykonanych prób, wprowadzono w sklepieniu wypukłość oraz zwiększono grubość ścianek poduszki. Przedstawione na rys. 37 poduszki miały następujące objętości komory: rysunek 37a –  $2925 \text{ mm}^3$  (~2,9ml) oraz rysunek 37b –  $3316 \text{ mm}^3$  (~3,3ml).



Rys. 37. Geometrie poduszek drukowanych 3D: a) poduszka o zmiennej grubości ściany, o szerokości trzech warstw w przekroju poprzecznym, b) poduszka o stałej grubości ściany; definicja oznaczeń:

(1) średnica podstawy, (2) otwór u podstawy, (3) wysokość sklepienia, (4) sklepienie

Poduszka z rysunku 37a ma w swojej dolnej części (przy podstawie) zwiększoną grubość ścian, o szerokości trzech warstw drukowanych (rys. 38a). Ich szerokość wynosi łącznie 1,3 mm. Ze względu na większą grubość ścianek, poduszka ta charakteryzuje się większą sztywnością w porównaniu do poduszki o stałej grubości ścianek. Ze względu na zastosowanie trzech warstw druku, gwarantowana jest jej szczelność. Poduszka z rysunku 37b ma grubość ścianki, wynoszącą ok. 0,64 mm. Charakteryzuje się większą elastycznością, ale jest trudniejsza do wykonania. Ściany budowane są bowiem z dwóch warstw druku (rys. 38b). Dlatego do zachowania szczelności musi zostać ona precyzyjniej wykonana. Dotyczy to między innymi odpowiedniego dobrania ustawień parametrów druku oraz przygotowania filamentu.



Rys. 38. Przekroje modeli poduszek na różnych wysokościach – widok warstw drukowanych w środowisku PrusaSlicer [93]: a) poduszka o grubości ścian o szerokości trzech warstw w przekroju poprzecznym, b) poduszka o stałej grubości ściany

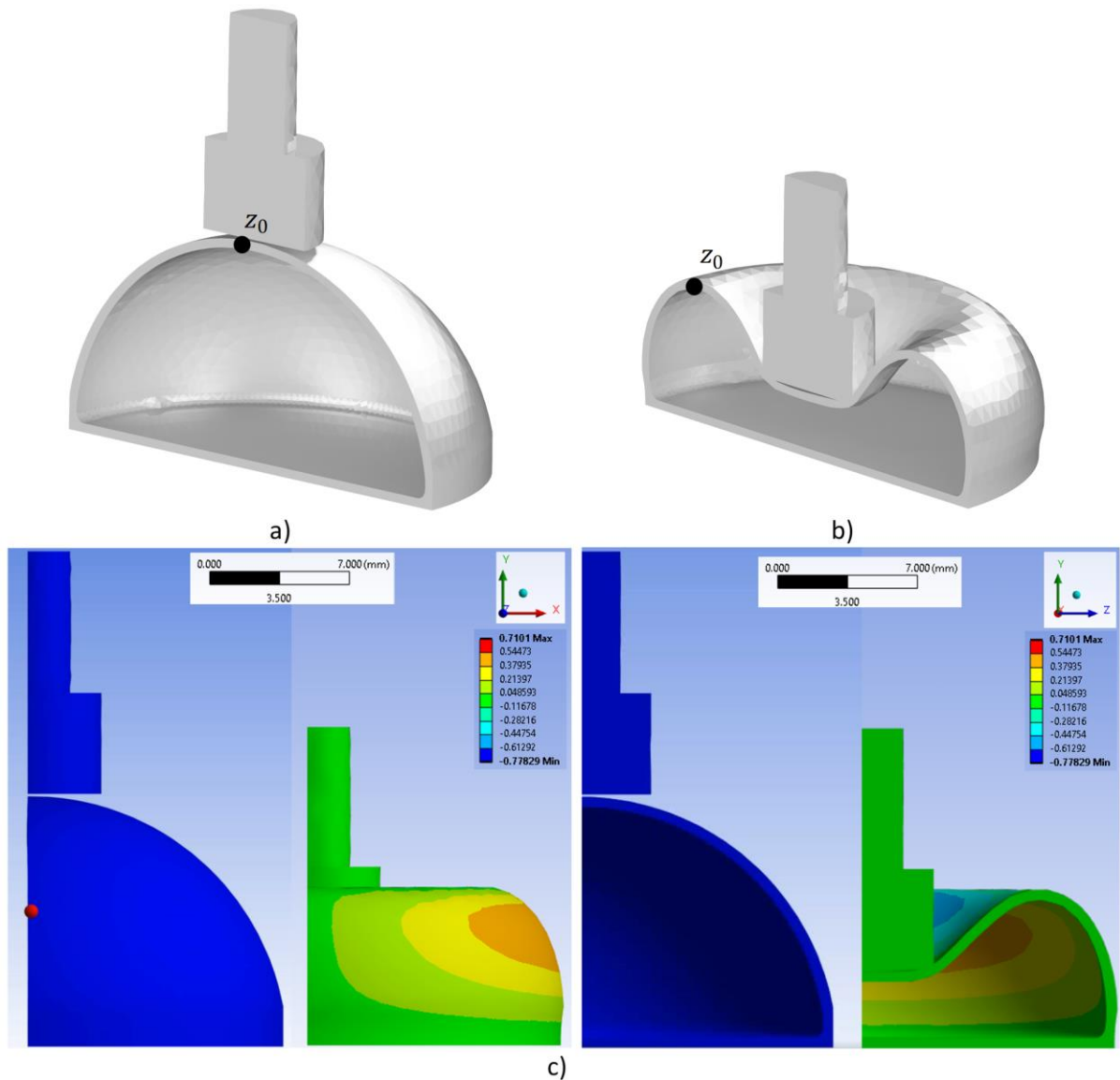
## 5.2. Model teoretyczny i symulacyjny poduszki

Opracowując model matematyczny poduszki założono, że trzpień będzie zagłębiany w poduszkę wzdłuż jej osi. Takie podejście pokazano w materiałach szkoleniowych oprogramowania COMSOL, które było stosowane w modelowaniu przykładowego zbiornika [94]. Deformacja poduszki zależy od siły, pochodzącej od zagłębiania obiektu, którego ruch powoduje przemieszczanie cieczy. W stanie początkowym (bez wprowadzenia wgłębienia), poduszka ma określoną objętość. Jest ona wykonana z materiału określonego mianem hiperelastycznego (TPU) [42]. W miarę zagłębiania się w niej wgłębienia następuje wzrost ciśnienia cieczy MR, który powoduje odkształcenie (wybrzuszenie) ścianek poduszki. Wewnątrz zbiornika (poduszki) występuje ciśnienie hydrostatyczne  $p(h)$  działające na wewnętrzne ścianki, które można opisać zgodnie ze wzorem:

$$p(h) = p_0 + \rho g z_0 + \frac{\Delta P_V}{P_V} c_s \quad (5.1)$$

gdzie:  $p_0$  [Pa] jest ciśnieniem atmosferycznym,  $\rho$  [kg/m<sup>3</sup>] to gęstość cieczy znajdującej się wewnątrz,  $g$  [m/s<sup>2</sup>] jest przyspieszeniem grawitacyjnym,  $z_0$  [m] jest wysokością słupa cieczy (rys. 39),  $P_V$  [ml] to objętość poduszki,  $\Delta P_V$  [ml] to zmiana objętości poduszki spowodowana zagłębieniem obiektu,  $c_s$  [-] to współczynnik ściśliwości poduszki.

Aby zamodelować zachowanie się poduszek wypełnionych cieczą MR, postanowiono zastosować analizę MES materiałów hiperelastycznych, z których wykonano poduszki. Tego typu podejście opisano w literaturze [98]. Dokumentacje wykorzystanych filamentów nie zawierają charakterystyk pozwalających na zasymulowanie obiektów, które są z nich wykonane. Z tego względu autor dysertacji postanowił postępować tak samo jak Autorzy pracy [42], którzy do badania materiału drukowanego skorzystali z 5-parametrowego modelu Mooney-Rivlin'a, opisanego z kolei w artykule [99].



Rys. 39. Model numeryczny poduszki wypełnionej powietrzem i trzpienia z widoczną siatką wygenerowany w oprogramowaniu Ansys Student Workbench [95]: a) model nieodkształcony, b) model odkształcony, c) odkształcenie poduszki w osi X

Parametry modelu poduszki obejmują siatkę o wymiarach elementów 0,5 mm. Zdefiniowano zagłębienie zewnętrznych ścianek obiektu w kopułę poduszki, jako tarcie ciał stałych o współczynniku równym 0,2. Sygnałem wejściowym (wymuszeniem) jest siła, z jaką trzpień działa na poduszkę, powstająca w wyniku przemieszczenia go, tj. zagłębienia do jej środka w osi Y o 7 mm (rys. 39). Rezultatem tego zagłębienia jest wzrost ciśnienia cieczy, znajdującej się wewnątrz poduszki. W modelu uwzględniono również działanie grawitacji w osi Y, zgodnie ze wzorem (5.1). Jak pokazano na rys. 39, poduszka podparta jest u podstawy. Do zamodelowania ciśnienia wewnątrz niej, wykorzystano elementy HSFLD242 i język programowania APDL [100]. Przyjęto, że poduszka wypełniona jest powietrzem. Zagłębienie trzpienia powoduje odkształcenie ścianek poduszki w osi X, jak pokazano na rysunku 39c. Oś obrotu poduszki znajduje się w osi Y. Przekroje przedstawiono w

płaszczyźnie XY i ZY. Największa wartość odkształcenia poduszki w osi X, spowodowana osiowym zagłębieniem trzpienia, wyniosła 0,7 mm.

W literaturze można znaleźć opis matematyczny poduszek będących elementami chwytaka [48] i [96]. Zgodnie z rysunkiem 40a w przypadku chwytaka poduszkowego typu UJG, chwyt obiektu wynika z obecności siły  $F_P$  [N] działającej po stronie poduszki na obiekt chwytany [48]. Dla przypadku z rysunku 40a można ją wyrazić poprzez sumę dwóch sił:

$$F_P = F_S + F_C \quad (5.2)$$

gdzie:  $F_S$  [N] to siła pochodząca od ścinania, a  $F_C$  [N] siła ściskania.

Siły te można wyrazić następującymi wzorami:

$$F_S = \tau A_S \quad (5.3)$$

gdzie:  $\tau$  [Pa] to naprężenia styczne, a  $A_S$  [mm<sup>2</sup>] to powierzchnia, na którą działa siła ścinania pochodząca od obiektu.

$$F_C = \sigma A_C \quad (5.4)$$

gdzie:  $\sigma$  [Pa] to naprężenia normalne, a  $A_C$  [mm<sup>2</sup>] to powierzchnia, na którą działa siła pochodząca od ściskania.

Powierzchnie  $A_S$  i  $A_C$  zależne są od geometrii chwytanego obiektu, którym w omawianym przypadku jest walec, dlatego można je wyrazić następującymi wzorami:

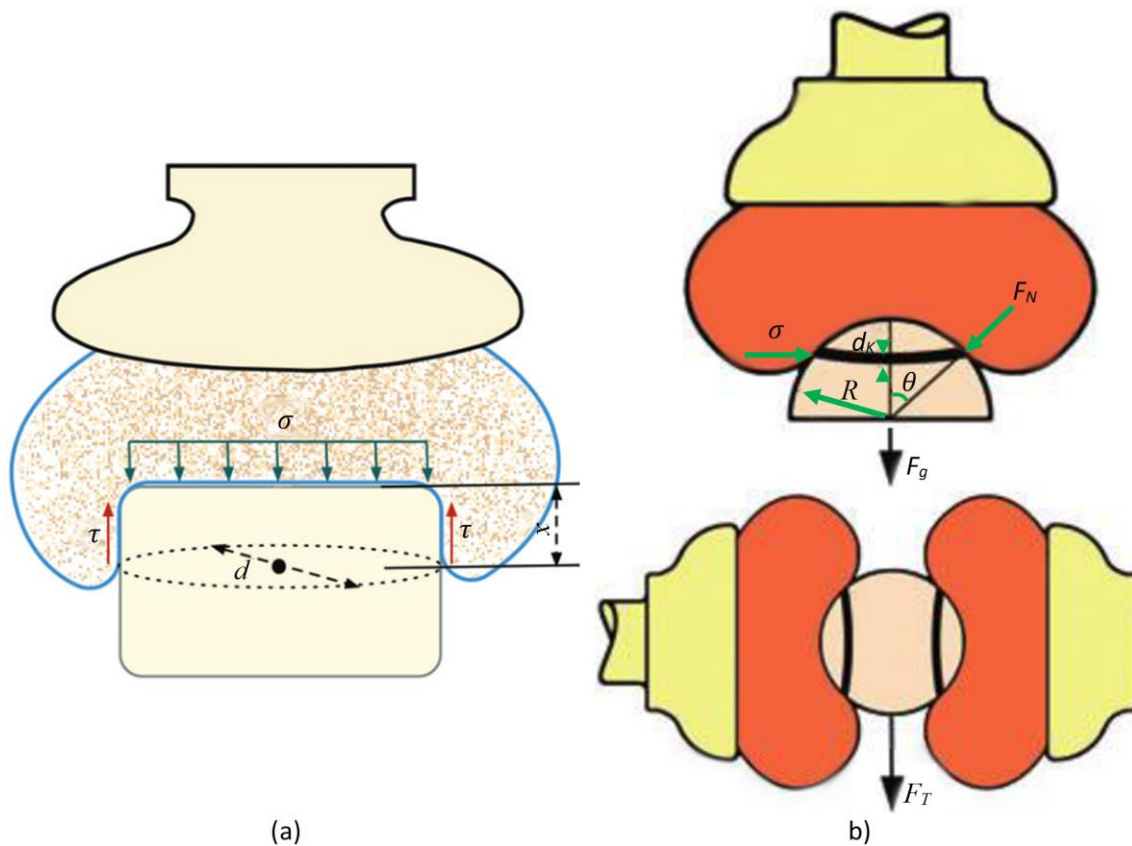
$$A_S = \pi dx \quad (5.5)$$

$$A_C = \frac{\pi}{4} d^2 \quad (5.6)$$

gdzie:  $d$  [mm] to średnica chwytanego obiektu,  $x$  [mm] wysokość kontaktu ściany bocznej i powierzchni poduszki.

W związku z tym równanie (5.2) można przekształcić do postaci:

$$F_P = \tau \pi dx + \sigma \frac{\pi}{4} d^2 \quad (5.7)$$



Rys. 40. Opisane w literaturze modele chwytania elementów: a) chwytak poduszkowy typu UJG [48], b) chwytak szczękowy z poduszkami wypełnionymi granulatem [96]

Model chwytania z wykorzystaniem elastycznych poduszek różni się jednak od tego, który występuje w przypadku chwytaka opisywanego w niniejszej dysertacji. W omawianym rozwiązaniu występują dwie poduszki, pomiędzy którymi znajduje się obiekt chwytany. Inna jest zatem kinematyka chwytu. Ważne jest również ograniczenie, co do wielkości chwytanego obiektu. Determinuje ją wielkość chwytaka, a dokładniej szczęk i poduszek. W drugiej publikacji [96] przedstawiono chwytak szczękowy z dwoma poduszkami, wypełnionymi granulatem (rys. 40b). Jak podano w tej pracy, siłę trzymania obiektu chwytanego można opisać poprzez siłę  $F_T$  [N], wyrażoną wzorem:

$$F_T = F_F + F_I + F_V \quad (5.8)$$

gdzie:  $F_F$  [N] to siła pochodząca od tarcia,  $F_I$  [N] to siła pochodząca od zakleszczenia obiektu w poduszkach, a  $F_V$  [N] to siła pochodząca od zassania powietrza wewnątrz poduszek.

Siłę  $F_F$  można wyrazić równaniem:

$$F_F = 2\mu_F F_N (\sin\theta - \cos\theta) + \mu_F F_P \quad (5.9)$$

gdzie:  $F_N$  [N] to siła normalna,  $F_P$  [N] to zadana siła ucisku szczęk,  $\mu_F$  [-] to współczynnik tarcia, a  $\theta$  [rad] to kąt kontaktu poduszki chwytaka z powierzchnią kulki.

Siłę normalną  $F_N$  opisuje wzór:

$$F_N = \sigma d_K (2\pi R \sin^2 \theta) \quad (5.10)$$

gdzie:  $\sigma$  [Pa] to naprężenia normalne,  $R$  [mm] to promień chwytanej kulki,  $d_K$  [mm] to szerokość powierzchni kontaktu poduszki chwytaka z powierzchnią kulki.

Siłę pochodzącą od zakleszczenia obiektu w poduszkach  $F_I$  można zapisać równaniem:

$$F_I = \sin \theta \frac{\pi}{4} E R^2 \left(\frac{j}{l}\right)^3 \theta^3 \quad (5.11)$$

gdzie:  $j$  [mm] szerokość części przekroju chwytaka odpowiedzialnej za zakleszczenie obiektu,  $l$  [mm] długość uginanego ramienia,  $E$  [Pa] moduł Young'a granulatu wewnątrz poduszki, który w przypadku zastosowania cieczy MR powinien być zastąpiony modułem ściśliwości poduszki.

Autorzy artykułu [96] wskazali na trudność określenia wartości  $j$  i  $l$ , które nie są stałe. Determinuje je położenie obiektu trzymanego. Na potrzeby eksperymentu opisanego w tym artykule, przyjęto ich wartości równe 20 mm. Średnica zastosowanej poduszki wynosiła około 58 mm, która objętościowo mieściła 250 ml ziaren kawy. Należy zauważyć, że parametry  $j$  i  $l$  nie zostały wystarczająco zrozumiale opisane w treści omawianego artykułu, a Autorzy przyjęli ich wartości doświadczalnie.

Siłę pochodzącą od zassania powietrza wewnątrz poduszek  $F_V$  można zapisać równaniem:

$$F_V = \mu_F^2 R \sin \theta \left( 4\sigma \pi R \sin \theta (\sin \theta - \cos \theta) + \frac{F_P}{d_K} \right) \quad (5.12)$$

W pracy [96] wprowadzono ją ze względu na występowanie poduszek z granulatem. Autorzy artykułu wskazali jednak, że obiekt testowy użyty do pomiarów eksperymentalnych, nie charakteryzował się wystarczającą chropowatością do uzyskania hermetycznego uszczelnienia ze strukturą poduszki. W związku z tym pominęli oni tę składową siły trzymania  $F_T$ . Autorzy artykułu przyznali, że dalsze rozwijanie modelu zostawiają na przyszłość skupiając się na badaniach eksperymentalnych chwytaka. Wskazali ponadto, że większość obiektów występujących w przyrodzie nie ma kształtu idealnej sfery, a obiekty o innych kształtach są zdecydowanie trudniejsze do opisanie. Zaproponowany model opisuje tylko jeden kształt obiektu chwytanego. Niezwykle ważnym aspektem przy podejmowaniu wysiłku opisywania modelu matematycznego chwytaka jest rozpoznanie wszystkich zjawisk i sił, które występują w procesie chwytu. W przedstawionych przykładach najefektywniejsze jest chwytanie obiektów w osi poduszki. Badania przedstawione w artykule [97] omawiają szerzej tego typu tematykę, bazując na analizie chwytaka za pomocą miękkich macek.

### 5.3. Technologia druku 3D i dobór materiału na poduszkę MR

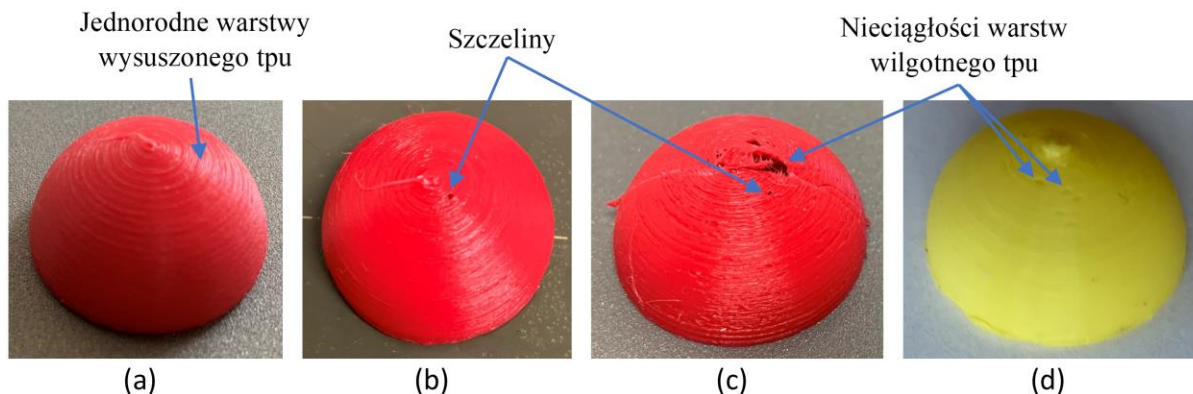
Poduszki wykonano w technologii druku 3D. Warto zaznaczyć, że nie spotkano do tej pory w literaturze opisów badań chwytaków z cieczami MR, wykorzystujących elastyczne materiały drukowane, na zbiornik tej cieczy. Autor niniejszej pracy skorzystał z powszechnie dostępnych na polskim rynku elastycznych filamentów, przeznaczonych do drukowania w technologii FFF (ang.

Fused Filament Fabrication) lub inaczej określanej jako FDM (ang. Fused Deposition Modeling). Ich podstawowe dane zostały przedstawione w tabeli 4. Zastosowano filamenty następujących producentów: Print-me [101], Fiberology [102], czy Devil Design [103]. Kluczowym czynnikiem doboru elastycznego filamentu do rozważanej aplikacji, jest jego twardość wyrażona w skali Shore'a. Wymienieni producenci mają w swojej ofercie termoplastyczne poliuretany o zróżnicowanej twardości. Najniższą cechuje się filament PrintMe Flex 20D, ale jest on jednocześnie najdroższy. Firma Print-me.pl oferuje ten filament również w twardości 40D. Pod względem tego wskaźnika możemy wyróżnić jeszcze filament Fiberflex od firmy Fiberology, który cechuje się wartością 30D. Filament Devil Design TPU został wykorzystany tylko ze względu na swój kolor i otrzymaną przy zamówieniu próbkę. Z jego użyciem można wykonywać wydruki, które charakteryzują się zdolnością do przepuszczania światła. Jednakże jego twardość, wykracza poza założenia aplikacyjne (55D). W ramach pracy wykonano poduszki ze wszystkich wymienionych wyżej materiałów. Porównawcze pomiary eksperymentalne zagłębiania trzpienia zostały przedstawione w Rozdziale 5.4. Wszystkie filamenty mają standardowy przekrój o średnicy 1,75mm.

Tabela 4. Informacje na temat wykorzystanych elastycznych filamentów: PrintMe Flex [101], Fiberflex [102], Devil Design TPU [103]

Lp.	Producent	Nazwa handlowa	Ø [mm]	Kolor	Twardość w skali Shore'a	Gęstość [g/cm <sup>3</sup> ]	Cena za kg [zł]
1	Print-me.pl	PrintMe Flex	1,75	Czerwony/Żółty	20D	1,15	~210
2	Fiberology	Fiberflex	1,75	Szary	30D	1,07	~199
3	Devil Design	Devil Design TPU	1,75	Naturalny (przezroczysty)	55D	1,23	~168

Wadą TPU jest jego higroskopijność [104]. Oznacza to, że olej z cieczy MR znajdujący się wewnątrz zbiornika, po pewnym czasie ulega wchłonięciu przez poduszkę. Przy przemysłowym zastosowaniu tego typu rozwiązania konieczna byłaby regularna wymiana poduszek w chwytaku. Drugim problemem jest samo wytwarzanie poduszek z tego materiału. Jego higroskopijność ma szczególnie duży wpływ na jakość wydruku. Pozostawienie szpuli z filamentem poza szczelnym opakowaniem, skutkuje wchłonięciem wilgoci z powietrza. W publikacji [105] dokładniej przedstawiono ten problem. Wilgoć znajdująca się w filamencie jest odparowywana przy przejściu przez dyszę nagrzaną do około 220°C. W rezultacie dochodzi do nieregularnego przepływu stopionego polimeru. Przy grubości ścian, jakie stosowane są na poduszki, może to doprowadzić do powstania nieciągłości warstw lub szczelin, powodujących rozszczelnienie zbiornika (rys. 41c).

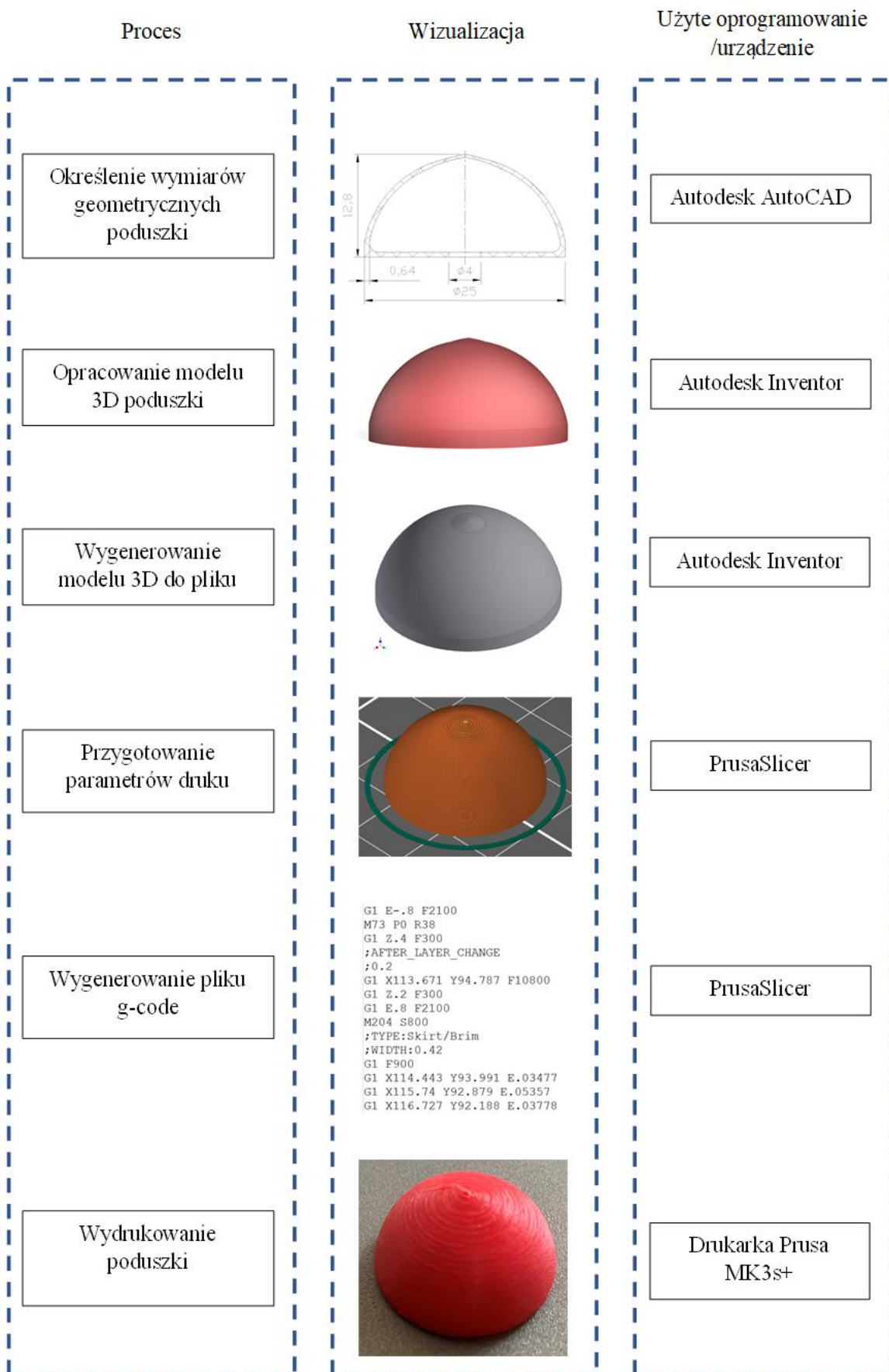


Rys. 41. Wydrukowane poduszki z materiału PrintMe Flex: a) szczelna poduszka wykonana z odpowiednio wysuszonego filamentu, b) nieszczelna poduszka z pojedynczą szczeliną, c) nieszczelna rozwarstwiona poduszka z wilgotnego filamentu, d) szczelna poduszka z nieciągłościami warstwy

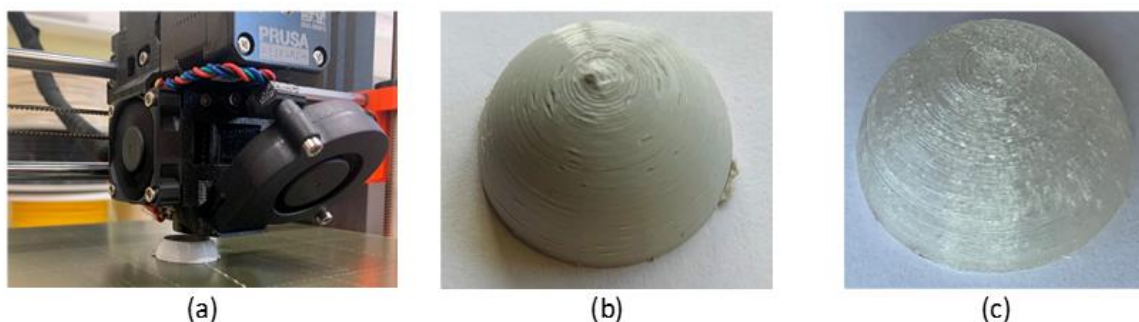
Mając na uwadze powyższe, przed każdą sesją wydruków, filament wygrzewano przez 30 minut w temperaturze 50°C. Przechowywany był natomiast w szczelnie zamkniętym worku strunowym, z wkładkami z żelazem krzemionkowym. Wydrukowanie pojedynczej poduszki zajmowało około 1 godz. i 25 minut. Brak wcześniejszego wygrzania filamentu skutkowało widocznymi śladami w warstwach, świadczącymi o obecności wilgoci i nieregularnym wypływie materiału z dyszy (rys. 41). Ponadto, pojawiały się wówczas wcześniej wspomniane szczeliny i rozwarstwienia prowadzące do nieszczelności struktury (rys. 41c). Wydruki wykonane ze świeżo wygrzanego filamentu charakteryzowały się jednorodnymi warstwami, jak na rysunku 41a. Zwieńczenie sklepienia poduszki stanowiło największe wyzwanie przy drukowaniu, ze względu na ograniczone możliwości zapewnienia podpory. Dodatkowo podmuchy powietrza, na przykład z pracującej klimatyzacji, mogły powodować pojawienie się pojedynczej szczeliny (rys. 41b).

Na rysunku 42 pokazano poszczególne etapy procesu projektowania i wytwarzania poduszek. Całość poprzedzało określenie wymiarów geometrycznych poduszki. Następnie utworzono model 3D, który wygenerowano do pliku o rozszerzeniu STL. Pracochłonnym procesem było dobranie odpowiednich parametrów druku. Dotyczy to między innymi: prędkości ruchu dyszy, jej temperatury, pracy wentylatora chłodzącego wydruk, czy przepływu materiału przez dyszę. Wydruki wykonano na drukarce Prusa MK3S+ [106] (rys. 43a). Model ten pozwala na wydruk z następujących materiałów: PLA, PETG, nylon czy ABS. Drukarka nie posiada zamkniętej komory. Nie stanowiło to jednak przeszkody w przypadku pracy z materiałami elastycznymi, przy ograniczeniu ewentualnych podmuchów powietrza w pomieszczeniu (na przykład z klimatyzacji). Podstawowe parametry druku przedstawiono w tabeli 5.





Rys. 42. Wizualizacja procesu projektowania i wytwarzania poduszek



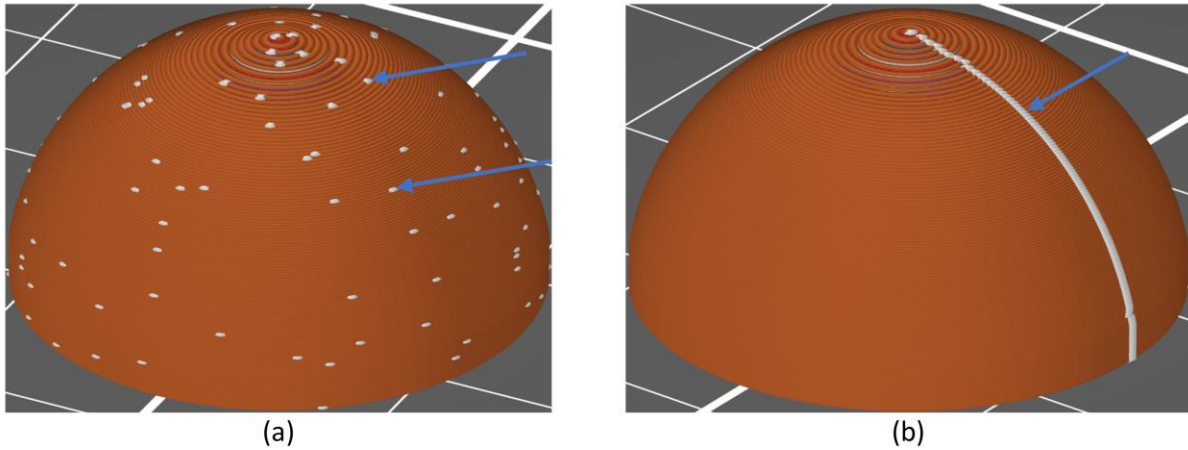
Rys. 43. Poduszki wykonane z pozostałych materiałów: drukarka 3D Prusa MK3S+ drukująca poduszkę z Fiberflex 30D, b) poduszka wykonana z Fiberflex 30D, c) poduszka wykonana z Devil Design TPU

W nawiązaniu do tabeli 4 na rysunku 43 przedstawiono poduszki wykonane z materiałów Fiberflex 30D oraz Devil Design TPU. Rysunek 43a ilustruje proces drukowania oraz orientacji poduszki (podstawa spoczywa na stole).

Tabela 5. Parametry druku poduszek

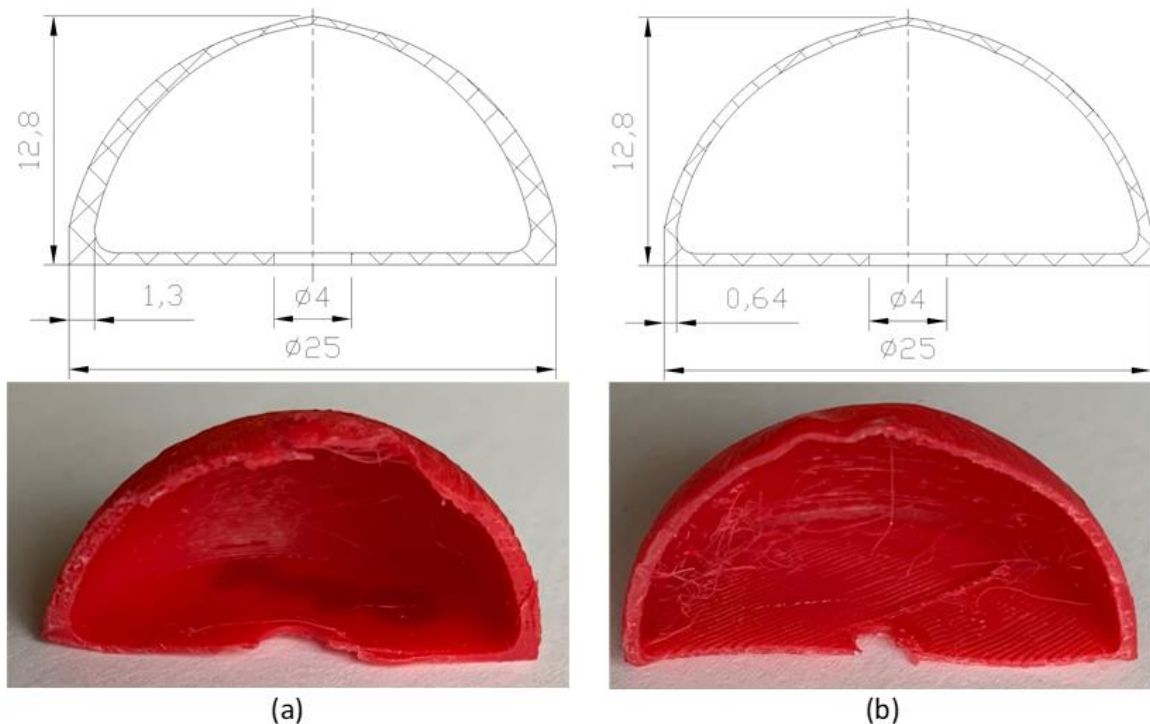
Drukarka 3D	Model drukarki	Prusa i3 MK3S+
	Średnica dyszy	0,4 mm
	Oprogramowanie do g-kodu	PrusaSlicer
	Wysokość drukowanej warstwy	0,1 mm
	Prędkość druku	20 mm/s
Ustawienia druku	Przepływ materiału	130 %
	Podpory	Nie
	Wentylator	Cały czas włączony
	Położenie szwu	dowolne
Czas druku	Czas druku	1h 22m

Szczególnie istotnym, z punktu widzenia szczelności poduszki, okazało się odpowiednie położenie szwu. Jest to miejsce, w którym drukarka kończy tworzyć warstwę i gdzie następuje przejście do kolejnej (następnej w górę) warstwy. Położenie dowolne szwu (rys. 44a) pozwoliło uniknąć powstawania nieciągłości i otworów w kopule. Dla porównania przedstawiono model ze szwem wyrównanym (rys. 44b). Jest to popularne rozwiązanie w druku, a w celach estetycznych szew umieszczany jest zwykle na krawędziach geometrii. W przypadku półsfery nie ma takiej możliwości.



Rys. 44. Wizualizacja lokalizacji szwu w wydruku 3D: a) dowolna, b) wyrównana

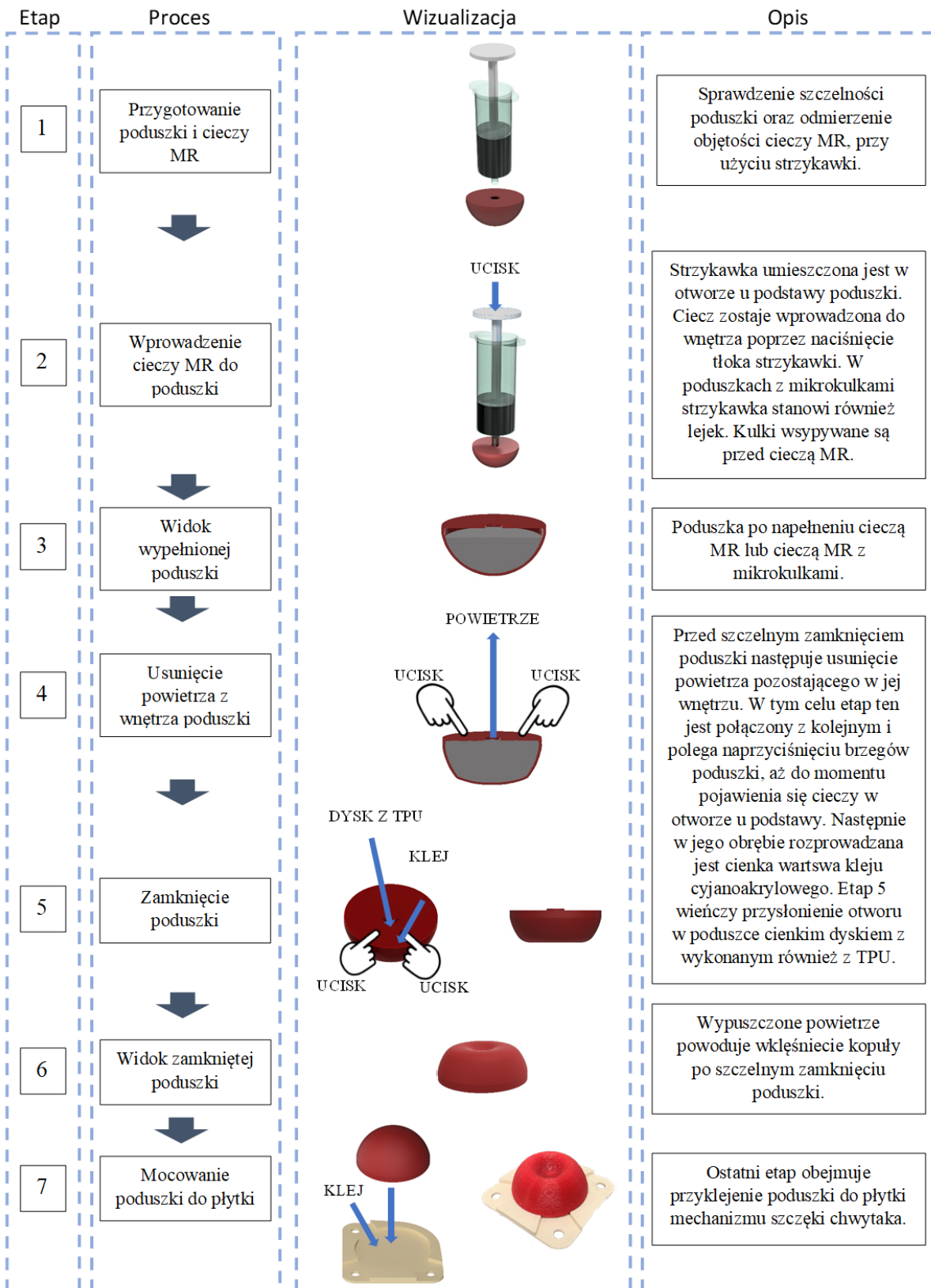
Na rysunku 45 przedstawiono przekroje poduszek o dwóch geometriach omówionych w rozdziale 5.1 (rys. 37). Widoczna jest różnica w grubości ścianek, która wpływa na ich elastyczność. Pojedyncze nitki na rysunku 45b są efektem osadzania się TPU topionego w trakcie wydruku oraz retrakcji. Jest to zwykle spowodowane zabrudzoną dyszą drukarki lub obecnością pochłoniętej wilgoci w filamencie. Przedstawione próbki stanowiły odpad w postaci nieuszczelnionych poduszek.



Rys. 45. Przekroje poduszek wydrukowanych 3D, bazujące na geometriach z rysunku 37: a) poduszka o ścianach składających się z trzech warstw w przekroju poprzecznym (zgodna z geometrią z rysunku 37a), b) poduszka o stałej grubości ściany (zgodna z geometrią z rysunku 37b)

Na rysunku 46 przedstawiono etapy procesu napełniania poduszek cieczą MR, który został opracowany na potrzeby badań. Etap 1 obejmuje proces przygotowania poduszki i cieczy MR. Sprawdzana jest szczelność wydrukowanej poduszki i odmierzana objętość cieczy MR za pomocą strzykawki z zaznaczoną podziałką. Część próbek zawierała szklane mikrokulki, które również wcześniej odmierzano. W etapie drugim następowało wprowadzenie cieczy do poduszki. Jeżeli dany wariant uwzględniał obecność mikrokulek, to w pierwszej kolejności były one zsypywane do środka poduszki z wykorzystaniem czystej strzykawki (jako lejka). Strzykawkę każdorazowo umieszczano w specjalnie do tego przewidzianym otworze u podstawy. Powolne uciskanie tłoka strzykawki wprowadzało ciecz do wnętrza. Strzykawkę obracano co pewien czas celem usunięcia powietrza z poduszki, wypychanego przez spływającą ciecz. Etap trzeci pokazuje wypełnioną poduszkę. Następnie konieczne jest uszczelnienie poduszki, które poprzedzało usunięcie powietrza znajdujących się w jej wnętrzu. Był to trudny proces ze względu na to, że ciecz MR jest szkodliwa dla zdrowia (szczególnie oczu) i dodatkowo w przypadku rozlania jest trudna do usunięcia. Dlatego odpowietrzanie cieczy MR w poduszkach nie było w pełni zagwarantowane. Etap 4 i 5 są zatem połączone ze sobą i wymagają jednoczesnego uciskania poduszki, aż do pojawienia się cieczy w otworze i przyklejeniu płaskiego dysku z TPU. Zamknięta w ten sposób poduszka została pokazana w etapie 6. Ostatnia operacja obejmowała mocowanie poduszki do płytki, która stanowiła element szczęki (rys. 22). Szczelnie zamknięta poduszka przez pewien czas pozostawała wklęsnięta. Było to spowodowane usunięciem części powietrza w trakcie jej zamykania. Należy mieć jednak na uwadze, że ścianki wydrukowanej poduszki mogą zawierać mikrootwory pomiędzy warstwami. Są one na tyle małe, że ciecz nie jest w stanie nimi wypłynąć. Umożliwiają one przy tym dostawanie się powietrza do środka. Objętości wypełnienia poduszek zastosowane w trakcie badań zostały przedstawione w rozdziale 5.4 (tabela 7). Inne badania autor dysertacji przedstawił w artykule [90].

Zastosowanie druku 3D do tego typu aplikacji stanowi nowość, która nie została wcześniej opisana w literaturze. Poduszki charakteryzują się bardzo małą masą  $m$  wynoszącą około 1,1 g. Jest to kluczowy parametr w chwytakach, które w szczególności mają pracować na małych urządzeniach manipulacyjnych (charakteryzujących się małym udźwigniem np. do 3 kg). Druk 3D umożliwia formowanie niemalże dowolnych kształtów. Pozwala to dopasować geometrię poduszki do zaprojektowanego wzbudnika pola magnetycznego. Krytyczna analiza SWOT drukowania i zastosowania poduszek, została przedstawiona w tabeli 6. Należy zwrócić szczególnie uwagę na zagrożenia wynikające z ogólnego stosowania cieczy MR w chwytaku, które mogą ograniczyć zakres aplikacyjny. Zdaniem autora, poduszki z TPU zapewniają wysoką wytrzymałość mechaniczną, którą potwierdzają liczne próby przenoszenia elementów. W ramach pracy wykorzystano powszechnie dostępne na rynku materiały elastyczne do druku 3D (tabela 4). Przedstawione podejście mogłoby okazać się bardziej skuteczne w przypadku pojawienia się filamentów o jeszcze mniejszej twardości.



Rys. 46. Etapy procesu napełniania poduszek cieczą MR (na podstawie [107])

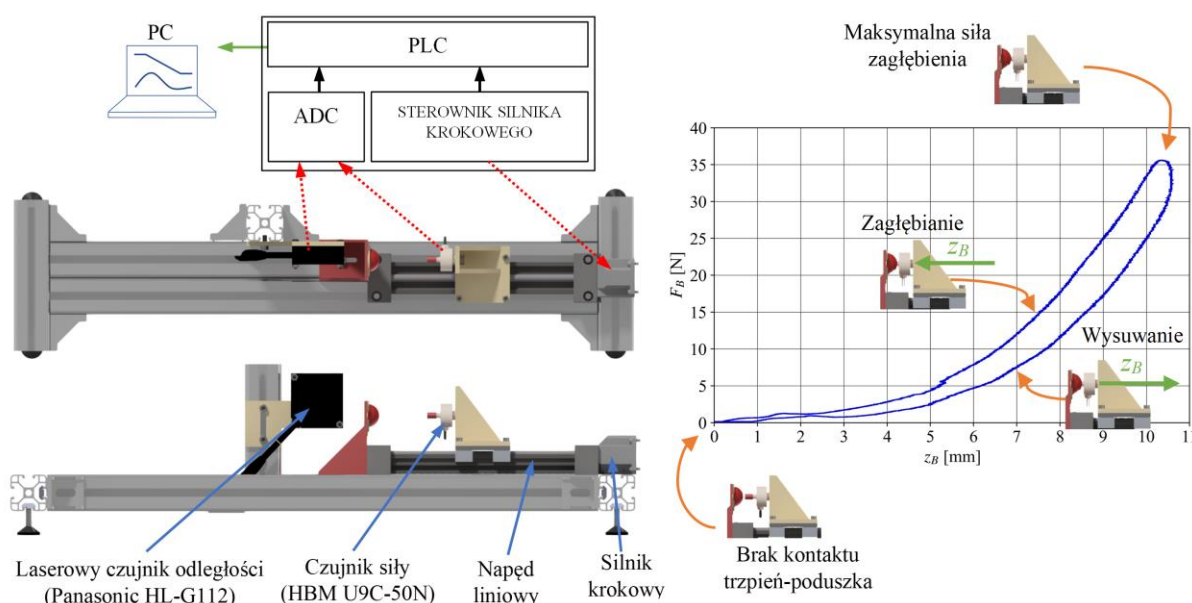
Tabela 6. Analiza SWOT wykorzystania druku 3D i TPU w przedstawionym chwytaku

<b><u>MOCNE STRONY</u></b>	<b><u>SŁABE STRONY</u></b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Innowacyjne podejście;</li> <li>• Szybkie prototypowanie nowych geometrii;</li> <li>• Możliwość generowanie niemalże dowolnych kształtów;</li> <li>• Zdefiniowana geometria poduszki pomaga zachować powtarzalność ruchu (w literaturze funkcjonują struktury miękkich balonów);</li> <li>• Prawdopodobnie większa wytrzymałość mechaniczna w stosunku do rozwiązań miękkich balonów (obszar do badań potwierdzających tę tezę).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Konieczność wymiany poduszek w urządzeniu;</li> <li>• Niejednakowe właściwości przy różnej orientacji w przestrzeni (grawitacja, przemieszczanie cząstek wewnątrz poduszki);</li> <li>• trudno powtarzalny sposób napełniania poduszek;</li> <li>• Skomplikowany proces zamykania poduszki, w wyniku którego zwiększona jest odległość dna poduszki od wzbudnika pola magnetycznego;</li> <li>• Prawdopodobna mniejsza elastyczność poduszki względem konkurencyjnych materiałów (obszar do badań potwierdzających tę tezę);</li> <li>• Krótka żywotność poduszki, zależna od jakości jej wykonania (higroskopijność).</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Użycie mniejszej dyszy w drukarce i dalsze prace prowadzące do utworzenia jeszcze cieńszej ściany poduszki przy zachowaniu kryterium szczelności;</li> <li>• Opracowanie innego sposobu napełniania poduszek i ich zamykania – zmniejszenie dodatkowej warstwy pomiędzy poduszką a magnesem trwałym;</li> <li>• Dalsze badania nad geometrią, szczególnie ukierunkowane na struktury z wklęsłą kopułą;</li> <li>• Pojawienie się materiałów do druku 3D o jeszcze mniejszej twardości.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Zagrożenie wynikające z uszkodzenia poduszki w trakcie pracy urządzenia, co może doprowadzić do zanieczyszczenia lub uszkodzenia otoczenia pracy;</li> </ul>
<b><u>MOŻLIWOŚCI</u></b>	<b><u>ZAGROŻENIA</u></b>

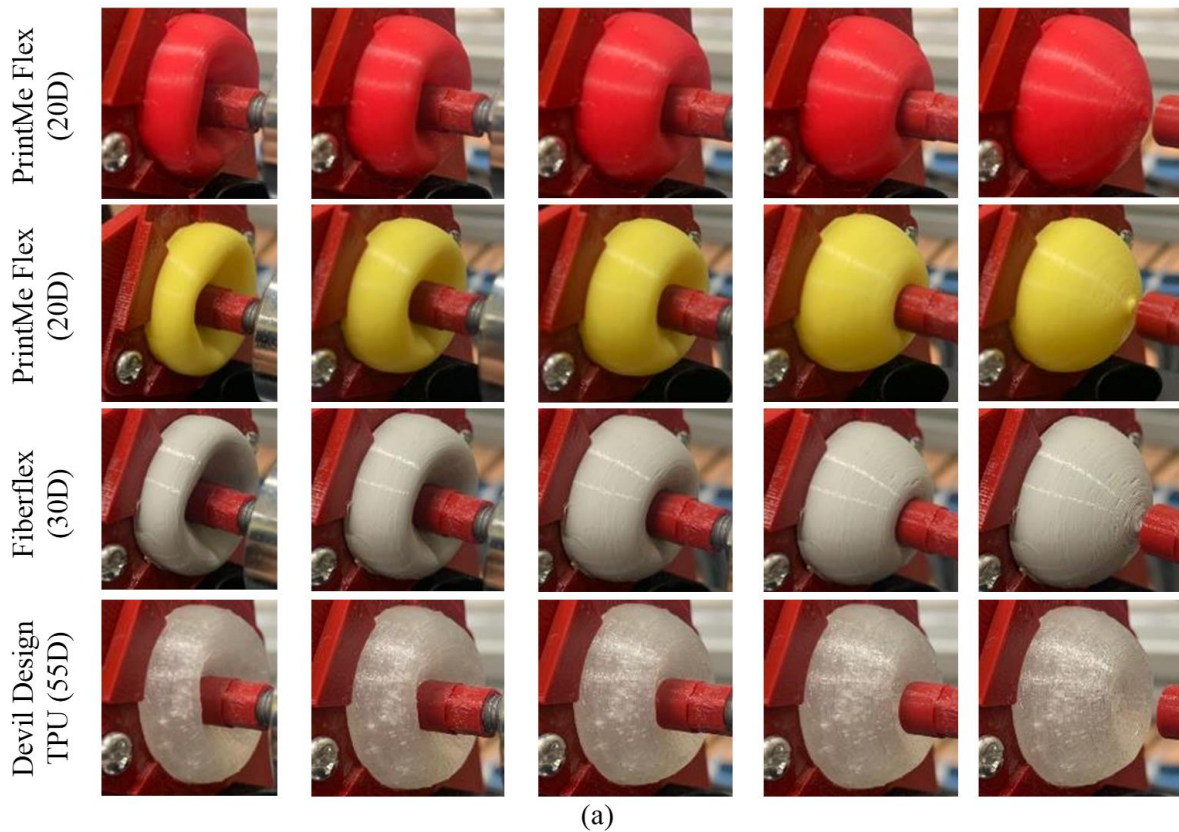
## 5.4. Badania doświadczalne poduszki

W celu weryfikacji założeń teoretycznych oraz badań symulacyjnych, a także w celu sprawdzenia poprawności działania chwytaka, zbudowano stanowisko pomiarowe, na którym przeprowadzono szereg badań eksperymentalnych zagłębienia trzpienia w poduszce wypełnionej cieczą MR. Założono, że badania te pozwolą na uzyskanie informacji na temat wartości siły koniecznej do odkształcenia poduszki. Jest to niezmiernie ważny aspekt z punktu widzenia działania chwytaka. Siła ta powinna być możliwie mała, przy możliwie dużym odkształceniu poduszki. Decyduje to o zdolności do chwytania miękkich lub kruchych obiektów, bez konieczności zapewnienia dużej siły ucisku ze strony szczęk.

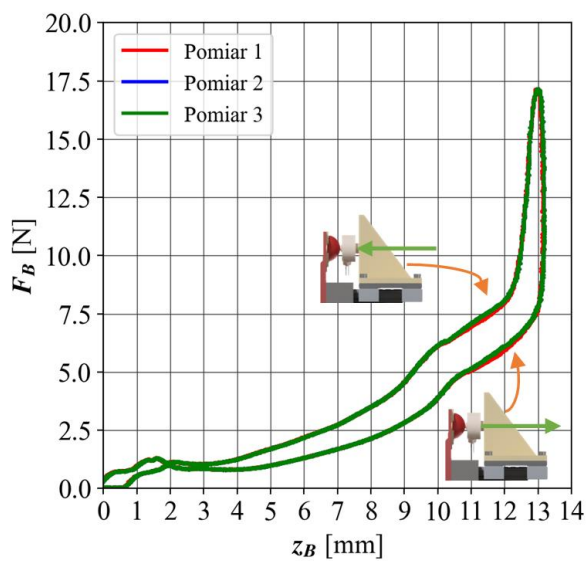
Schemat stanowiska badawczego, przeznaczonego do pomiaru zagłębienia trzpienia przedstawiono na rysunku 47. Układ pomiarowy składa się z laserowego czujnika odległości Panasonic HL-G112 [108] oraz czujnika siły HBM U9C-50N [109] zamontowanego na napędzie liniowym z silnikiem krokowym. Czujniki połączone są ze sterownikiem PLC poprzez wejście ADC. Silnik krokowy sterowany jest poprzez dedykowany sterownik. Dane zapisywano na komputerze PC, połączonym ze sterownikiem PLC. Na rysunku 47 przedstawiono również przykładowy pomiar wykonany na stanowisku. W trakcie badań rejestrowano siłę nacisku trzpienia  $F_B$  [N], zależną od przemieszczenia trzpienia  $z_B$  [mm]. Zaznaczono sytuacje, w których występował brak kontaktu zagłębianego trzpienia w poduszce. Pokazano fazę zagłębienia, fazę osiągnięcia maksymalnej siły dla zadanego przemieszczenia trzpienia i fazę powrotną trzpienia. Maksymalna wartość zmierzonej siły wynosiła około 35 N. Zarejestrowana charakterystyka jest nieliniowa, w przybliżeniu wykładnicza. Dodatkowo na przebiegu widać dużą histerezę o szerokości maksymalnej ok. 8 N.



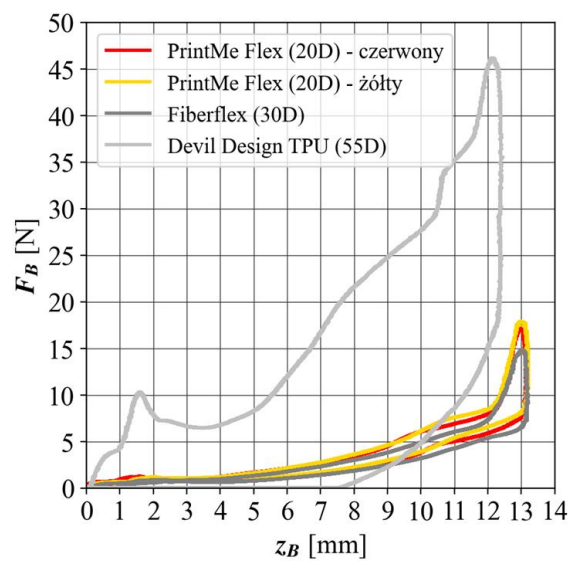
Rys. 47 Stanowisko badawcze do pomiaru siły zagłębienia trzpienia w funkcji jego przemieszczenia i wizualizacja przykładowego pomiaru siły w trakcie zagłębienia trzpienia w poduszce zamkniętej.



(a)



(b)



(c)

Rys. 48. Wyniki pomiarów siła nacisku trzpienia  $F_B$  w funkcji zagłębienie  $z_B$  poduszek otwartych (bez cieczy w środku): a) zdjęcia ilustrujące zagłębianie poduszek (geometria z rysunku 37b) wykonanych z materiałów drukowanych, które nie zostały szczelnie zamknięte, b) powtarzalność metody pomiaru zmian siły dla poduszki z filamentu PrintMe Flex (20D) – czerwony, c) zestawienie przebiegów sił dla poduszek wykonanych z różnych materiałów



Na rysunku 48 przedstawiono wyniki pomiarów czterech poduszek wykonanych z materiałów omówionych w Rozdziale 5.3 (tabela 4), o geometrii z rysunku 37b. Ze względu na późniejsze rozważania, należy zaznaczyć, że poduszki te nie zostały szczelnie zamknięte. Mowa tu o zamknięciu dolnego otworu, przewidzianego na wprowadzenie cieczy przy użyciu strzykawki (Rozdział 5.3). Rysunek 48a pokazuje poszczególne fazy ruchu wysuwania trzpienia po zagłębieniu. Na rysunku 48b przedstawiono trzy pomiary tej samej próbki, celem wskazania powtarzalności metody pomiarowej. Na rysunku 48c pokazano między innymi poduszkę wykonaną z materiału Devil Design TPU (55D). Zagłębienie trzpienia powoduje deformację poduszki, która przy wysuwaniu nie powraca sprężysto do swojej pierwotnej postaci (półsfery). Widoczna jest również duża wartość siły  $F_B$  uzyskanej dla tej próbki względem pozostałych poduszek (rys. 48c). Zarejestrowane przebiegi zmian siły pokazują, że zjawisko histerezy występuje w przypadku wszystkich rodzajów poduszek. Cofanie się trzpienia, nie generuje takich samych wartości sił dla danego przemieszczenia jak w trakcie jego zagłębiania. Druga badana poduszka była wykonana z Fiberflex (30D), koloru szarego. Na ostatnim zdjęciu widać powierzchnię poduszki, na której można zaobserwować nieciągłości warstw TPU (jak na rysunku 41d). Wystąpiły one pomimo wcześniejszego wygrzania materiału. Niestety Fiberflex okazał się materiałem, z którego trudno uzyskać szczelne sklepienie kopuły poduszki. Najprawdopodobniej szczeliny w warstwach, umożliwiały wydostawanie się powietrza z wnętrza poduszki, w trakcie wykonywania pomiarów. Z tego względu na przebiegach przedstawionych na rysunku 48c, widać tendencję do uzyskiwania mniejszych wartości siły  $F_B$  niż przy zastosowaniu materiału PrintMe Flex (20D). Zgodnie z oczekiwaniami obserwujemy małą różnicę w stosunku do przebiegów uzyskanych dla czerwonej i żółtej poduszki, które były wykonane z materiału PrintMe Flex (20D).

Podstawowym kryterium oceny poduszek jest uzyskana wartość siły nacisku trzpienia  $F_B$  dla danego przemieszczenia. Zarejestrowane na rysunkach 49b i 49c przebiegi pokazują, że charakterystyki siły w funkcji przemieszczenia są nieliniowe. Ta nieliniowość jest bardzo duża dla przemieszczeń od 12 do 13 mm. Dodatkową nieliniowość stanowi histereza, która jest szczególnie duża w przypadku poduszki wykonanej z materiału TPU (55D). Charakteryzuje się on największą twardością spośród rozważanych materiałów, a co za tym idzie mniejszą sprężystością przy usunięciu nacisku. Maksymalna siła oporu generowanego przez poduszki otwarte, przy wskazanym przemieszczeniu  $z_B$ , mieści się w granicach od 15 N do aż 45 N. Aby ograniczyć wpływ zarówno tych nieliniowości jak i sprężystości poduszek, do dalszych badań wybrano poduszkę wykonaną z materiału PrintMe Flex (20D), która generowała stosunkowo niewielką siłę. W ramach niniejszej dysertacji, wykonano warianty poduszek wypełnione powietrzem i cieczami MR (tabela 7). Dwie pierwsze, to poduszki wypełnione powietrzem, w dwóch wariantach geometrycznych (szczelnie zamknięte). Następnie cztery poduszki wypełniono cieczami MR (MRF-140CG i RHEOTEC+), w dwóch wariantach geometrii każda. Zdecydowano się na wprowadzenie objętości 2,6 ml cieczy, dzięki dopracowaniu technologii ich wytwarzania i napełniania (rozdział 5.3). Poduszki  $P_{W7}$  i  $P_{W8}$

to warianty o geometrii z rysunku 37b, wypełnione objętością 1,6 ml cieczy MR oraz mikrokulkami szklanymi, o średnicy w zakresie 200-300  $\mu\text{m}$  i objętości 1 ml (1,6 g wagowo). Potencjał zastosowania mikrokulek został szczegółowo omówiony w artykułach [70] i [76]. Poduszki te wykorzystano również w badaniach chwytaka w rozdziale 6.

Tabela 7. Warianty poduszek poddane badaniom bazujące na geometriach z rysunku 37

Wariant poduszki	Geometria poduszki	Wypełnienie (objętość)	Komentarz
$P_{W1}$	Rys. 37b	Powietrze (-)	Kształt półsfery
$P_{W2}$	Rys. 37a	Powietrze (-)	Kształt półsfery
$P_{W3}$	Rys. 37b	MRF-140CG (2,6 ml)	Poduszka wklęsnięta
$P_{W4}$	Rys. 37a	MRF-140CG (2,6 ml)	Poduszka wklęsnięta
$P_{W5}$	Rys. 37b	RHEOTEC+ (2,6 ml)	Poduszka wklęsnięta
$P_{W6}$	Rys. 37a	RHEOTEC+ (2,6 ml)	Poduszka wklęsnięta
$P_{W7}$	Rys. 37b	RHEOTEC+ (1,6ml) i mikrokulki (1ml – 1,6g)	Poduszka wklęsnięta
$P_{W8}$	Rys. 37b	MRF-140CG (1,6ml) i mikrokulki (1ml – 1,6g)	Poduszka wklęsnięta

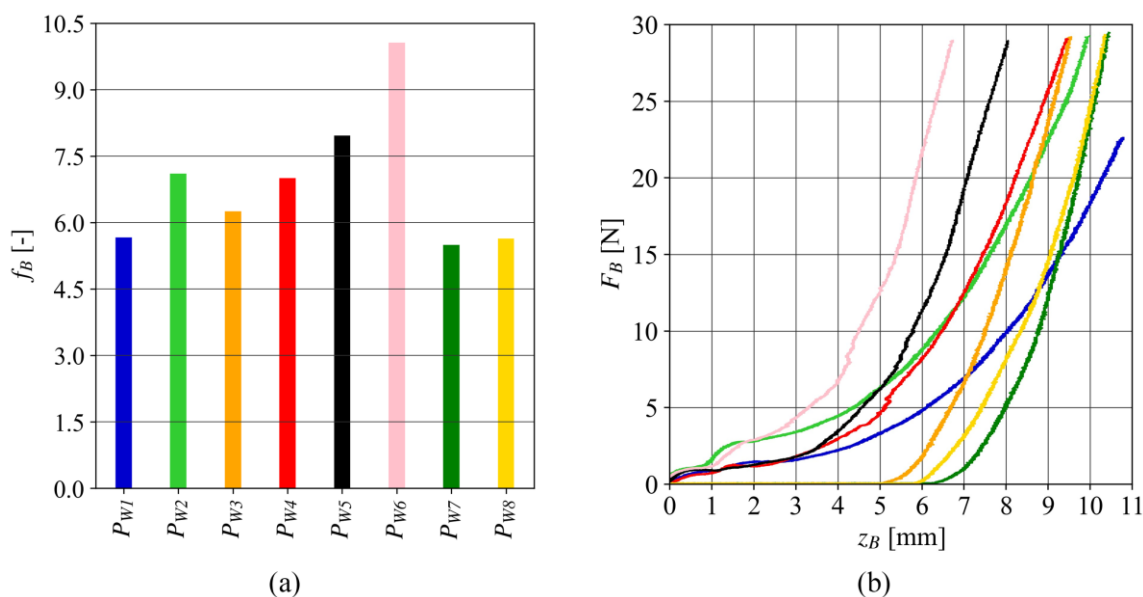
Rezultaty badań zagłębiania trzpienia w poszczególne poduszki zostały pokazane na rysunku 49. Przebiegi siły nacisku w funkcji przemieszczenia trzpienia przedstawia rysunek 49b. Zostały one wygenerowane przy zastosowaniu ograniczenia wartości siły nacisku do 30 N i przemieszczenia  $z_B$  nieprzekraczającego 11 mm. Ograniczenie to wprowadzono, aby nie uszkodzić poduszki. Wśród badanych, były poduszki z cieczą MR, które na chwilę wykonywania pomiarów charakteryzowały się wklęsniętym sklepieniem (tabela 7). Omówiono to już w rozdziale 5.3. Głębokość wklęsnięcia zależała od możliwości wypuszczenia z niej powietrza w procesie zamykania. Na rysunku 49b można zauważyć, że w przypadku poduszek o największym wklęsnięciu, siła zaczyna rosnąć dopiero po przemieszczeniu trzpienia o ok. 5 lub 6 mm względem pozostałych. Jest to spowodowane późniejszym zainicjowaniem kontaktu pomiędzy poduszką a trzpieniem. Podstawowym kryterium oceny poduszek, jest uzyskana wartość siły dla danego przemieszczenia. Autor niniejszej dysertacji wprowadził pojęcie adaptacyjności, która ogólnie definiowana jest zgodnie z następującym zdaniem: jeżeli przemieszczenie trzpienia jest małe a siła duża, to poduszka charakteryzuje się niską adaptacyjnością. Z przedstawionych i przebadanych wariantów najbardziej odzworowuje to poduszka  $P_{W6}$ . Z kolei duże przemieszczenie przy jednoczesnym uzyskaniu małej wartości siły nacisku charakteryzuje poduszkę o wysokiej adaptacyjności. Wśród tych wariantów najlepsza jest poduszka  $P_{W1}$ . Zgodnie z powyższą definicją adaptacyjności, do najlepszych można zaliczyć także poduszki  $P_{W7}$  i  $P_{W8}$ . Charakterystyki sił w ich przypadku rosną szybciej (gwałtowniej), co spowodowane jest ograniczonym zakresem ruchu cieczy wewnątrz poduszki (rozdział 5.2). Wklęsnięcie poduszki ma również pozytywny wpływ na chwytanie obiektów. Jeżeli jego średnica jest rzędu 8 mm, to trzpień o średnicy 7 mm wpasowuje się dobrze w kształt wgłębienia. Elementy o większych wymiarach tworzą w poduszce otwór o średnicy odpowiadającej ich zewnętrznemu obrysowi.

W celu oceny poduszek zaproponowano wprowadzenie współczynnika adaptacyjności  $f_B$  (rys. 49a). Jest to suma czterech ilorazów wartości siły nacisku i przemieszczenia trzpienia, które dla nich występuje:

$$f_B = \sum_{i=1}^4 \frac{F_{B_i}}{z_{B_i}} \quad (6.1)$$

gdzie:  $z_B$  [mm] przemieszczenie trzpienia w poduszce,  $F_B$  [N] siła nacisku trzpienia zależna od  $z_B$ .

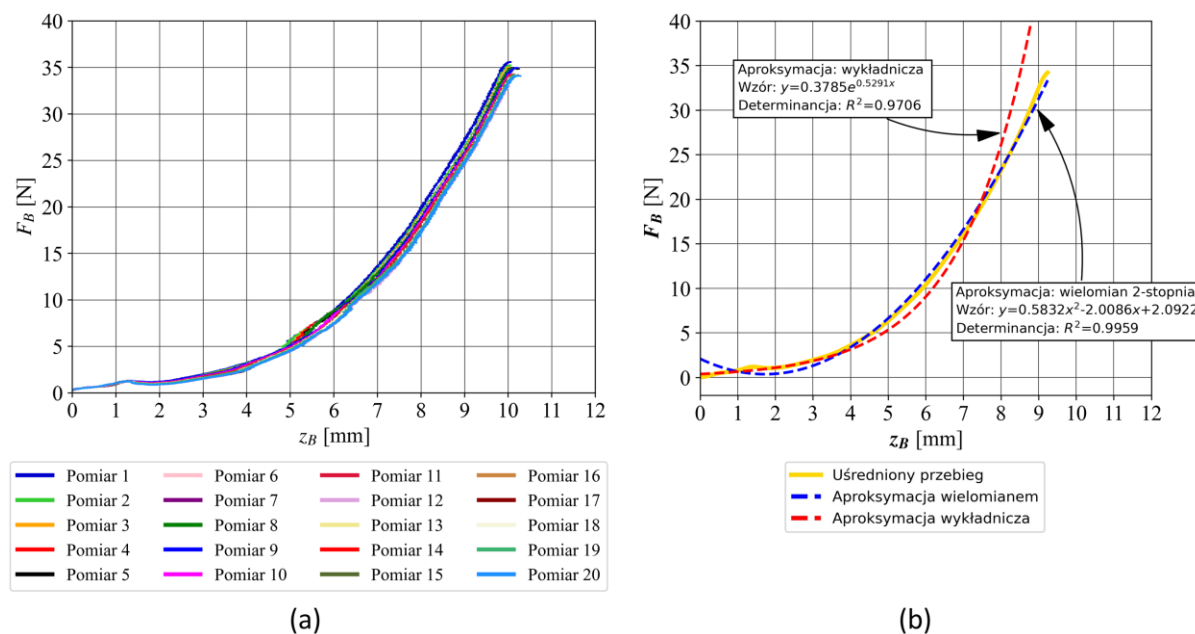
W badaniach stosowano cztery wartości siły  $F_B$ , które wynosiły odpowiednio 5, 10, 15 i 20 N. Zostały one dobrane na podstawie doświadczeń przy badaniu poduszki  $P_{W1}$ . Jest to reprezentatywny wariant, dla którego uzyskano najmniejszą wartość siły przy największym zagłębieniu trzpienia. Można powiedzieć, że im większa wartość przemieszczenia trzpienia, czyli w im dalszym punkcie następuje uzyskanie danej siły, tym poduszka przejawia większą adaptacyjność. W związku z tym, im niższa wartość zaproponowanego współczynnika adaptacyjności tym korzystniej. Cieńsze ścianki pozwalają mniejszym kosztem pracy (ujęcie siły i przemieszczenia trzpienia) odkształcić poduszkę.



Rys. 49. Rezultaty przeprowadzonych badań sił występujących w trakcie zagłębienia poduszek zamkniętych z powietrzem i z cieczą MR jak w tabeli 7: a) współczynniki adaptacyjności dla badanych poduszek, b) przebiegi sił nacisku w funkcji zagłębienia trzpienia

Każdorazowo wykonywano kilkanaście pomiarów dla każdej z poduszek. Na rysunku 50a pokazano nałożone na siebie 20 pomiarów uzyskanych w badaniach poduszki  $P_{W4}$ . Wyznaczono z nich dwie, różne uśredniające te przebiegi funkcje, w postaci: wielomianu 2-stopnia oraz funkcji wykładniczej, o wzorach przedstawionych na rysunku 50b. Stopień dopasowania dla przebiegów z rysunku 50b wyniósł odpowiednio 0,996 oraz 0,971. Aproksymacja funkcją wykładniczą, pozwala

odzworować początkowy fragment charakterystyki średniej wartości siły  $F_B$  w funkcji przemieszczenia trzpienia  $z_B$ , tj. do wartości około 20 N. Aproksymacja wielomianem bardzo dobrze odwzorowuje uśredniony przebieg powyżej przemieszczenia trzpienia  $z_B$  o około 4 mm. Te aproksymacje relacji nacisku trzpienia w funkcji jego zagłębienia w poduszkę, mogą być wykorzystane do zbudowania nieliniowych modeli poduszki z cieczą MR.



Rys. 50. Zestawienie powtarzalności pomiaru: a) wykres ukazujący 20 następujących po sobie pomiarów wykonanych na poduszce  $P_{W4}$ , b) aproksymacja uśrednionego przebiegu ze wskazaniem determinacji

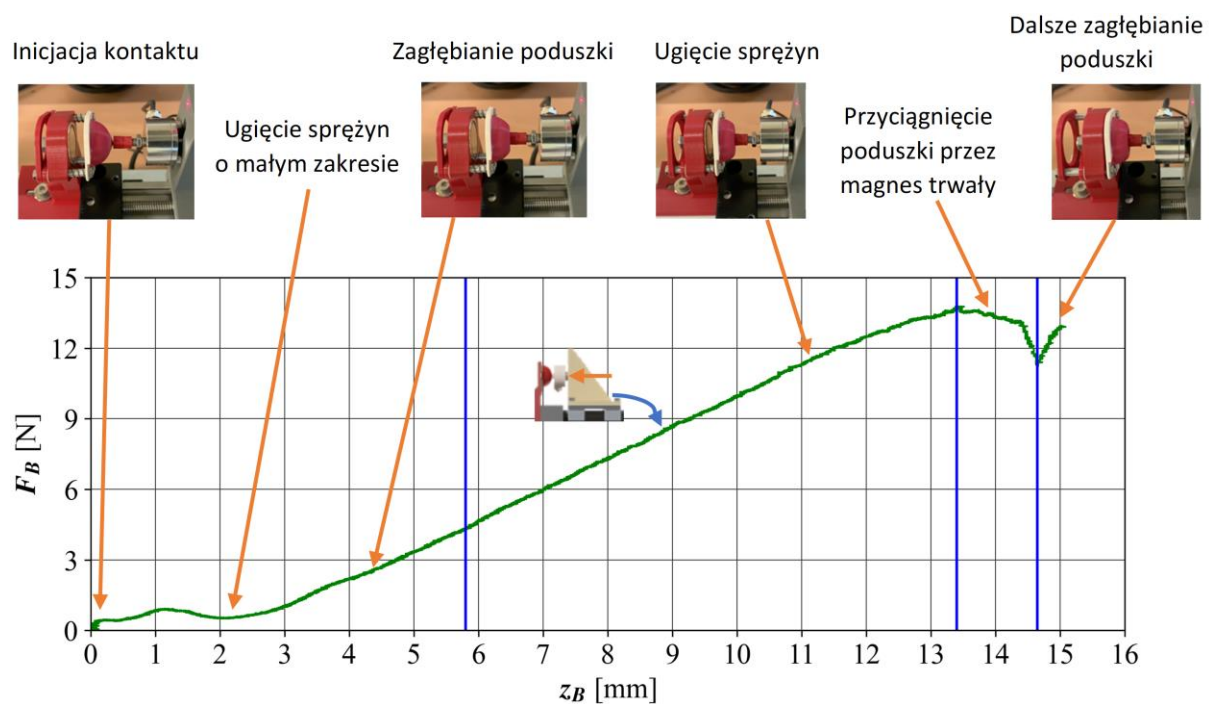
Kolejne badanie przeprowadzono na poduszce  $P_{W8}$ . Polegały one na zarejestrowaniu charakterystyki pracy szczęki dla dwóch par sprężyn, zestawionych w tabeli 8. W szczęce umieszczono dwie sprężyny, zgodnie z rysunkiem 22.

Tabela 8. Charakterystyka sprężyn wykorzystanych w prototypach szczęki chwytaka [110]

Sprężyna	Maksymalne obciążenie $F_n$	Stała sprężyny $k$	Materiał	Średnica zewnętrzna	Średnica wewnętrzna	Długość w stanie swobodnym	Maksymalny skok
$S_{P1}$	9,6 N	1,09	Stal nierdzewna	5,33 mm	4,21 mm	17,53	8,74 mm
$S_{P2}$	11,52 N	1,31	Drut fortepianowy				

Na rysunku 51 przedstawiono przykładowy przebieg zmian zarejestrowanej siły nacisku wywieranego przez trzpień na poduszkę. W celu wizualizacji, nad przebiegiem umieszczono zdjęcia, pokazujące kolejne kroki przebiegu zagłębienia trzpienia w szczękę z poduszką  $P_{W8}$ . Proces rozpoczyna się od inicjacji kontaktu trzpień-poduszka, który następnie prowadzi do odkształcania poduszki. Analizując nagranie wideo tego badania w zwolnionym tempie, zaobserwowano w tym miejscu małe ugięcie – przesunięcie sprężyny. Jest ono najprawdopodobniej spowodowane

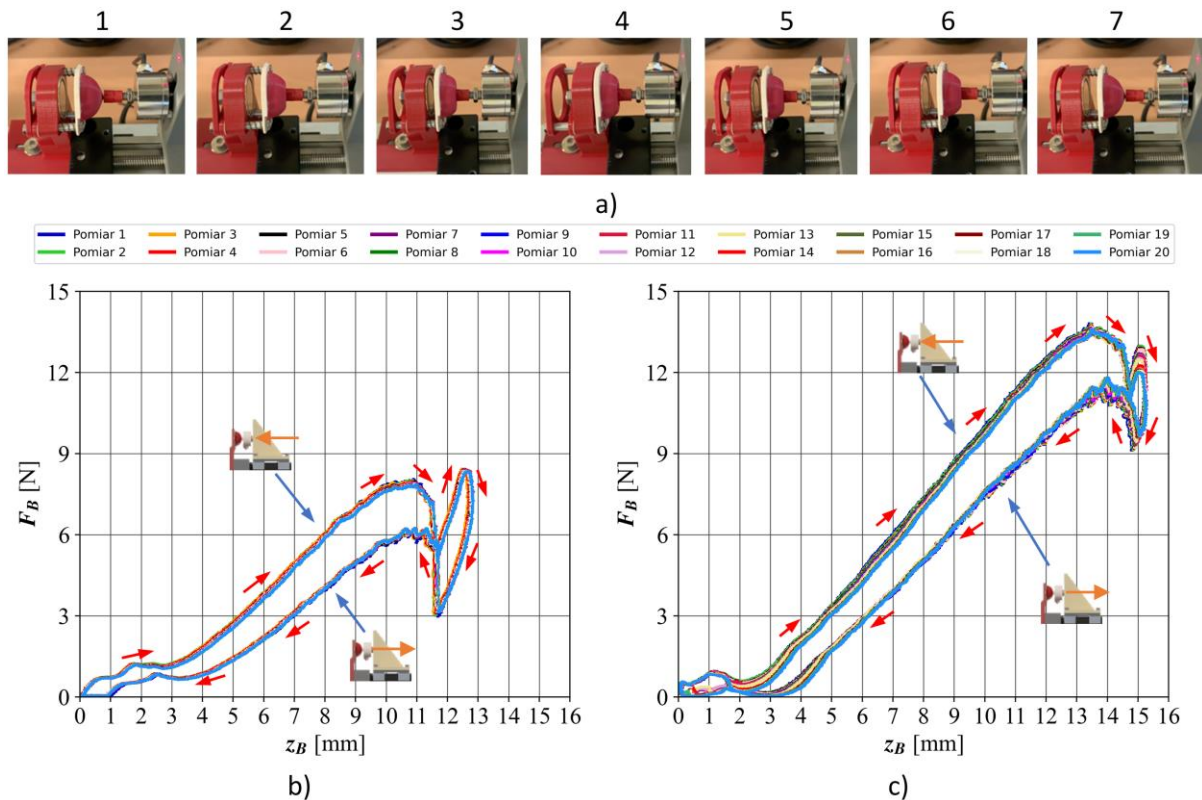
nieznacznym luzem sprężyny w stosunku do płytki z poduszką. W następnych krokach obserwowane było dalsze zagłębianie trzpienia w poduszkę, aż do miejsca zaznaczonego pierwszą pionową linią w kolorze niebieskim. Dochodzi w nim do liniowego ugięcia sprężyn, które trwa do momentu zaznaczonego na rysunku za pomocą drugiej niebieskiej pionowej linii. Odległość pomiędzy tymi liniami stanowi skok sprężyny (zgodnie z tabelą 8). W dalszej części ruchu doszło do obniżenia siły nacisku, ze względu na przyciągnięcie poduszki zawierającej cząstki ferromagnetyczne, przez magnes trwały. W kolejnym etapie, po przekroczeniu trzeciej pionowej linii w kolorze niebieskim, następowało ponownie zagłębianie trzpienia.



Rys. 51. Przebieg zmian siły nacisku w trakcie zagłębiania trzpienia w poduszkę z zaznaczeniem kluczowych faz zagłębiania trzpienia

Zdjęcia poszczególnych faz ruchu zostały pokazane na rysunku 52a. Wykresy przedstawione na rysunku 52b i 52c pokazują fazę zagłębiania trzpienia i jego wysuwania. Obejmują po 20 pomiarów dla danej pary sprężyn. Przemieszczenia dla poduszki ze sprężyną  $S_{P1}$  są krótsze, ze względu na mniejszą siłę reakcji. Skrócona jest zatem faza zagłębiania poduszki i szybciej dochodzi do pojawienia się ugięcia po stronie sprężyn. Charakterystyka powrotna w przypadku sprężyny  $S_{P1}$  „kończy się” wcześniej niż inicjalizacja kontaktu przy zagłębianiu, ze względu na większy luz pomiędzy sprężyną, a płytką poduszki. Dalsze iteracje konstrukcji szczęki dla poszczególnych wariantów sprężyny pozwoliło na zniwelowanie luzu. Dla sprężyny  $S_{P1}$  wstępne ugięcie o małym zakresie jest mniejsze, w porównaniu do sprężyny  $S_{P2}$ . Charakterystyka w analogicznym miejscu jest bardziej „płaska”, co świadczy o jednoczesnym zagłębianiu poduszki i ugięciu sprężyn. Analizując rysunek 52 warto zwrócić uwagę na dobrą powtarzalność charakterystyki pracy szczęk. Na przebiegach widać jednak histerezę oraz dużą nieliniowość, występującą w zakresie zagłębień

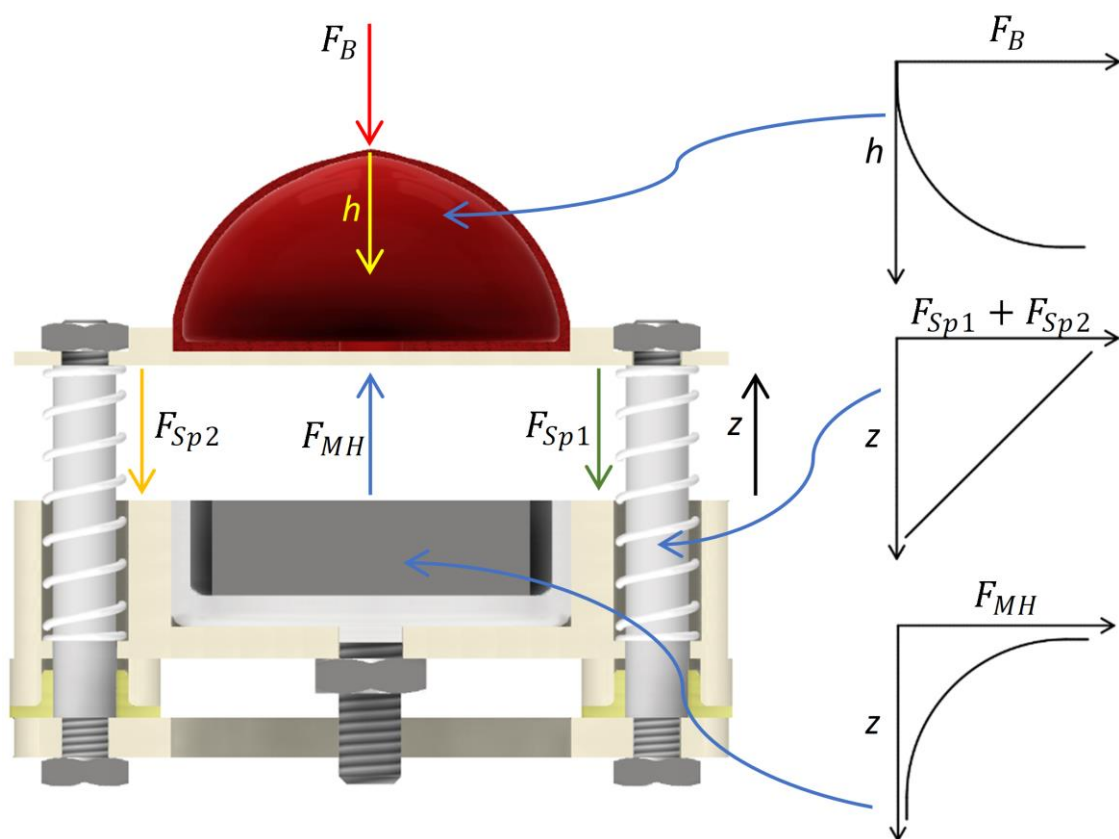
trzczenia większych od ok. 11-12 mm. Dla zagłębień w zakresie od 0 mm do ok. 4 mm, siła oporu jest mała i rośnie wraz z zagłębieniem w stopniu stosunkowo małym. Wynika stąd, że w zastosowaniu praktycznym poduszek siła ścisku chwytanego obiektu powinna zostać dopasowana do rodzaju zastosowanej sprężyny, albo odwrotnie. Jak pokazano na rys. 52, siła mieściła się w granicach od 4 do 6 N albo (dla sprężyny  $S_{P2}$ ) od 9 do 12 N.



Rys. 52. Przebiegi zmian siły zagłębienia trzcienia w szczękę ze sprężynami: a) poszczególne sekwencje ruchu, b) przy zastosowaniu sprężyny  $S_{P1}$ , c) przy zastosowaniu sprężyny  $S_{P2}$

Uzupełnieniem do powyższego opisu jest rysunek, pokazujący siły przyciągania magnesu trwałego  $F_{MH}$  i siły pary sprężyn ( $F_{Sp1}$  i  $F_{Sp2}$ ), w funkcji odległości poduszki od czoła źródła pola magnetycznego  $z$  (rys. 53). Zamieszczono na nim charakterystyki reakcji dwóch badanych sprężyn, pracujących parami. Na rysunku 53 zamieszczono też wyniki symulacji z rozdziału 4.5, pokazujące siły przyciągania magnesu trwałego na rysunku 36, w konfiguracji parametrów:  $k_{pm} = 0,8$ ;  $k_j = 0,7$  i  $g_m = 0,6$ . Możliwe jest wyróżnienie trzech obszarów pracy (relacji) sprężyny-magnes trwały. W sytuacji, gdy odległość magnesu od poduszki  $z$  jest równe 8,74 mm (zgodnie z tabelą 8), sprężyny są w stanie swobodnym (nie ściśnięte). Wartość indukcji pola magnetycznego magnesu w obszarze poduszki jest zbyt mała, aby przyciągnąć poduszkę. Na skutek ruchu szczęk chwytaka następuje stopniowe zmniejszanie odległości  $z$  i narasta siła przyciągania magnesu trwałego (zmniejsza się szczelina powietrzna). Poduszka zamocowana jest na płycie, której grubość i rodzaj materiału wpływają na przenikalność magnetyczną  $\mu$  i tym samym na reluktancję magnetyczną obwodu magnetycznego. W rezultacie obniżeniu ulega propagacja pola magnetycznego do wnętrza poduszki. W trakcie

zagłębiania trzpienia poduszki przesuwają się w kierunku magnesu, w rezultacie czego wzrasta wartość siły przyciągania poduszki przez magnes. Pokazano to na rysunku 53, gdzie występują dwie przeciwnie zwrócone względem siebie siły. Pierwsza pochodzi od sprężyn, które reagują na zmianę odległości  $z$  i zostały oznaczone przez  $F_{Sp1}$  i  $F_{Sp2}$ . Ich wartość zmienia się liniowo w funkcji ugięcia sprężyn. Siła pochodząca od przyciągania magnesu trwałego rośnie wraz ze zmniejszeniem szczeliny powietrznej  $z$ . Została ona oznaczona przez  $F_{MH}$ . Jej wartość w funkcji zmiany szczeliny powietrznej ma charakter wykładniczy (rys. 36). Biorąc pod uwagę dane z rysunku 36 należy uwzględnić grubość poduszki oraz płytki, na której się znajduje. Łączna grubość tych warstw wynosi około 1,8 mm. Dla podanych konfiguracji osiąga wówczas wartości nieznacznie powyżej 25 N. Po odpowiednim zbliżeniu poduszki i magnesu trwałego, siła ta będzie większa od sił reakcji (odpychania) sprężyn i nastąpi szybkie przesunięcie magnesu trwałego do poduszki. Podczas otwierania szczęk chwytaka następuje wysuwanie się przedmiotu z poduszki i pojawia się odwrotne zjawisko. Poduszka pozostaje przyciągnięta przez magnes ( $z = 0$  mm), mimo że siła wywierana przez szczęki została zmniejszona. Rezultatem tego jest występowanie histerezy, widocznej na przebiegach zmian sił.



Rys. 53. Model przyciągania poduszki przez magnes trwały, reakcja sprężyn i poduszki

W celu zapewnienia poprawnego działania chwytaka, przy braku sił nacisku na poduszkę przez szczęki, siły sprężyn odpychające magnes od poduszki muszą być nieznacznie mniejsze od siły przyciągania. Dzięki temu możliwe jest samoistne odsunięcie poduszki od magnesu trwałego przy usunięciu nacisku ze strony szczęk (puszczanie obiektu chwytanego). Nie jest jednak zalecane

wprowadzanie twardych sprężyn, które znacząco będą przewyższać wartość siły w punkcie z równym 0. Jest to związane z ograniczeniem proponowanego rozwiązania, którym jest uzyskanie odpowiedniej siły, potrzebnej do zagłębienia obiektu w poduszkę. Im wyższa siła reakcji sprężyn, tym większą siłę należy przyłożyć po stronie szczęk, w celu zagłębienia obiektu w poduszkę i zbliżenie jej do źródła pola magnetycznego. Taki przypadek zmniejsza pozytywny efekt ściskania obiektu przez ciecz MR w poduszce, w której występuje pole magnetyczne. Dyskwalifikuje to tym samym zastosowanie poduszki do chwytania kruchych elementów. Chwywanie w tym przypadku może być tylko i wyłącznie pasywne, bez udziału pola magnetycznego, korzystając z zalet miękkiej struktury poduszki. Z założenia nacisk po stronie szczęk musi być na tyle niewielki, że nie dochodzi do ugięcia sprężyn.



## 6. Badania chwytaka z poduszkami MR

### 6.1. Budowa chwytaka

Wykonana konstrukcja szczęki z poduszką wypełnioną cieczą MR, pokazana na rysunku 22, została zamocowana w chwytaku szczękowym Robotiq 2F-140 (rys. 54). Masa oryginalnej szczęki (rys. 54b) wynosi 32,17g, natomiast zbudowanej w ramach dysertacji wynosi 58,54g (z uchwytem magnetycznym MH25). Dla porównania na rysunku 12 przedstawiono masy poszczególnych źródeł pola magnetycznego, które wynoszą odpowiednio: 49,45g (elektromagnes EM12VDC), 57,16g (elektromagnes EM12VDC), 48,05g (uchwyt magnetyczny MH29) i 27,14g (uchwyt magnetyczny MH25). Na rysunku 54c przedstawiono chwytak z rozwartymi szczękami. Oprogramowanie sterujące chwytakiem wymagało kalibracji, która między innymi wprowadzała wartość odległości szczęk po ich zamknięciu. W wykonanej konstrukcji wyniosła ona 16,6 mm (rys. 54d). Szczęka zamocowana była do chwytaka poprzez pojedynczą śrubę i dwa kołki. Nowatorskim aspektem w tym przypadku jest zastosowanie rozwiązania niewymagającego zewnętrznego sterowania, napędów i źródła zasilania. Jest ono konkurencyjne do rozwiązań z cewkami, opisanymi w: [69], [70], [71], [74], [77], [78], [83], [84], [85], czy do konstrukcji z dodatkowymi, przekładniami, przemieszczającymi magnesy trwałe [76]. Brak tych elementów oznacza obniżenie masy chwytaka, co jest szczególnie istotne w przypadku zastosowania o w manipulatorach o małym udźwigu (rzędu 3 kg). Zwiększenie masy chwytaka, wpływa na dynamikę kiści oraz na maksymalną masę przenoszonych elementów. Zamontowany chwytak z poduszkami MR obsługiwany był na robocie w taki sam sposób, jak przy wykorzystaniu standardowych szczęk. Budowa szczęki z poduszką wypełnioną cieczą MR, została szczegółowo opisana w rozdziale 4.2.



(a)



(b)



(c)

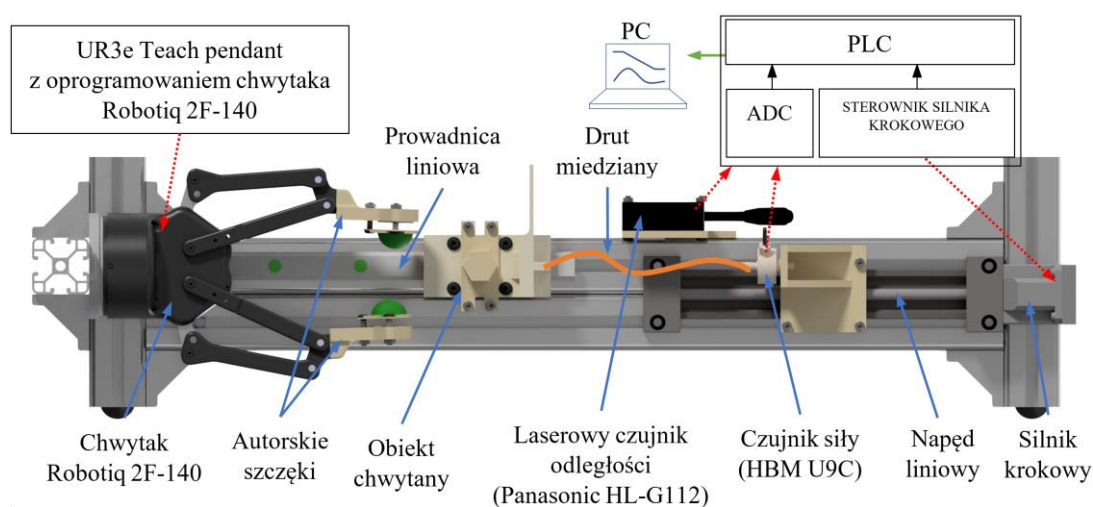


(d)

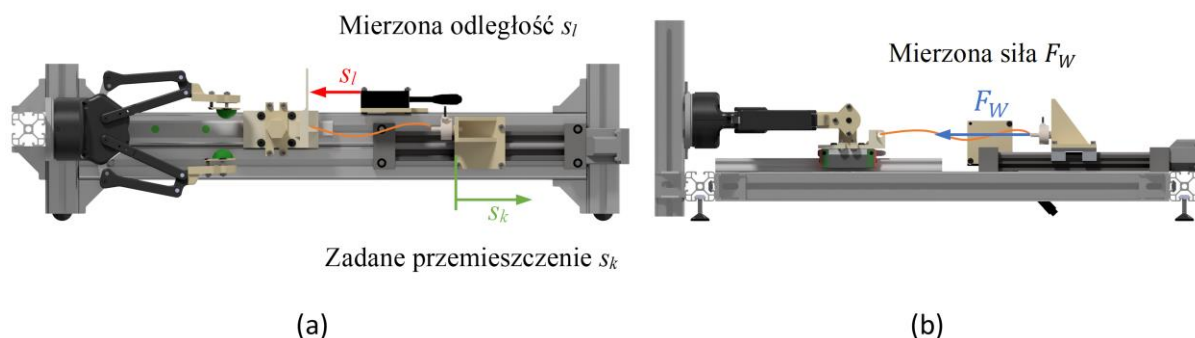
Rys. 54. Zdjęcia chwytaka Robotiq 2F-140 wyposażony w szczęki: a) z poduszkami MR na robocie UR3e, b) oryginalne - sztywne, c) z poduszkami MR w pełni rozwarte na stanowisku badawczym, d) z poduszkami MR zamknięte na stanowisku badawczym

## 6.2. Metoda pomiaru siły wyciągania obiektu ze szczęk

W pierwszym etapie badań doświadczalnych, wykonano pomiary wartości sił występujących w trakcie wyciągania obiektu z zaciśniętych szczęk i poduszek. Badania przeprowadzono na zbudowanym przez autora stanowisku pomiarowym, przedstawionym na rysunku 55. Autor inspirował się rozwiązaniami przedstawionymi w literaturze, gdzie opisano badania różnych typów chwytaków [40], [111], [112], [113]. Elementy rozmieszczono na ramie wykonanej z profili aluminiowych. Jak pokazano na rysunku 56a przemieszczenie  $s_k$  wózka z czujnikiem siły zadawane było przez napęd liniowy, w skład którego wchodziły: silnik krokowy, śruba pociągowa połączona sprzęgłem z silnikiem oraz wózek z zamontowanym czujnikiem siły  $F_w$  (rys. 56b), typu HBM U9C-50N [109]. Obiekty, które mają być chwyte i wyciągane ze szczęk, poruszają się na prowadnicy liniowej. Są przymocowane do podstawy zamocowanej na wózku. Jest on połączony z czujnikiem siły przez drut miedziany o średnicy 1 mm. Początkowo zastosowano sztywne połączenie za pomocą pręta, jednakże ze względu na brak współosiowości wózków i luzu na prowadnicy, pojawiły się naprężenia występujące w tym połączeniu, wprowadzające zakłócenia w układzie pomiarowym. Wykluczono również zastosowanie różnego rodzaju żyłek, ze względu na ich zbyt dużą elastyczność, objawiającą się znaczącym wydłużeniem przy rozciąganiu. Drugim urządzeniem pomiarowym w układzie jest laserowy czujnik odległości  $s_l$  (rys. 56a) firmy Panasonic typu HL-G112, umieszczony z boku napędu liniowego. Czujniki i silnik krokowy podłączone są do odpowiednich wejść sterownika PLC, który sterował elementami stanowiska i rejestrował wskazania czujników. Przygotowano autorski program obsługujący urządzenia i zbierający dane pomiarowe z wykorzystaniem interfejsu B&R VNC Viewer. Na stanowisku zamocowano chwytak typu Robotiq 2F-140, na szczękach którego zamocowano dwie poduszki wypełnione cieczą MR. Chwytak był sterowany za pomocą sterownika robota UR3e, przez panel operatorski (Teach pendant) z dedykowanym oprogramowaniem.

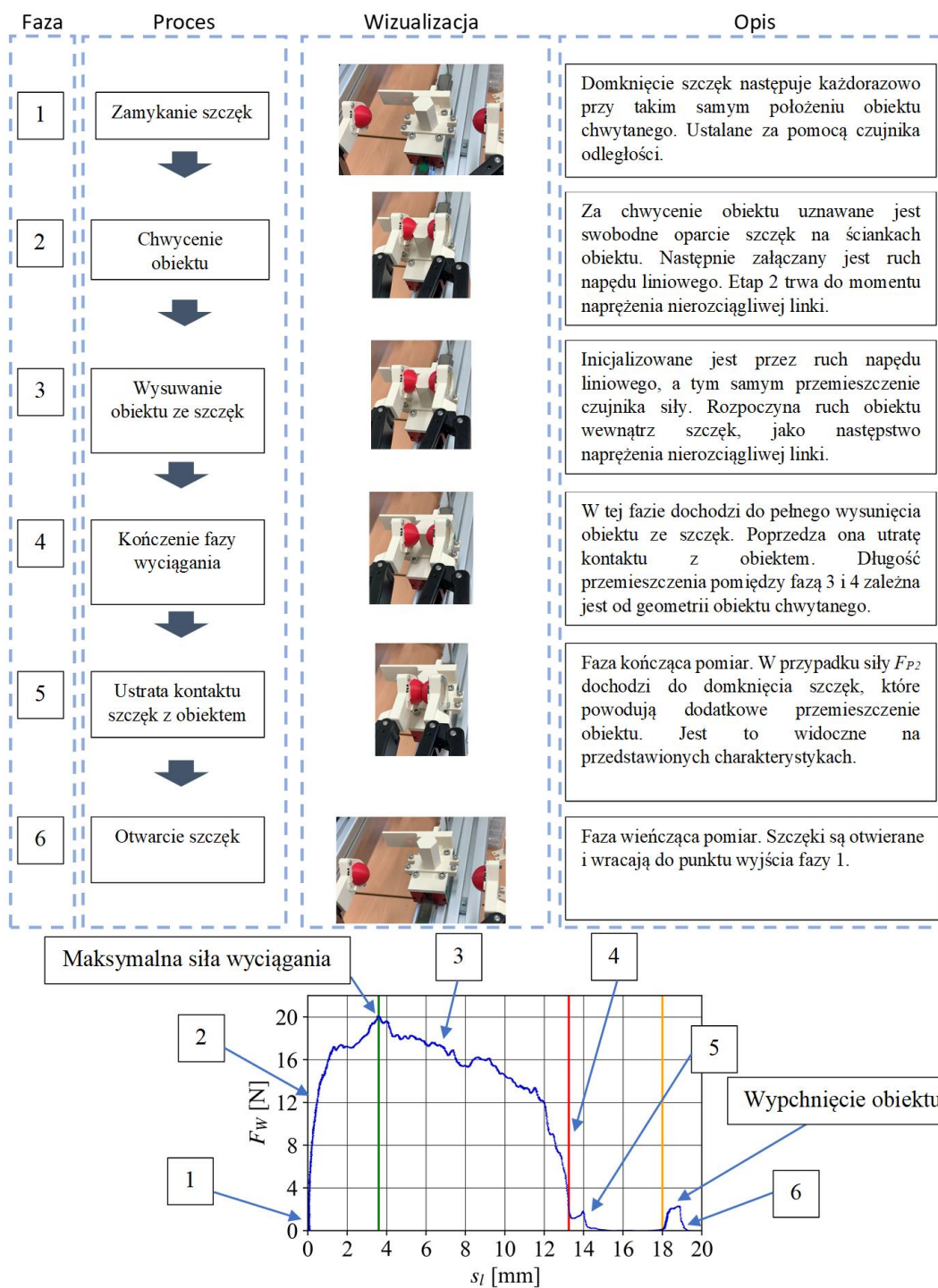


Rys. 55. Schemat stanowiska badawczego z zaznaczonymi elementami składowymi [107]



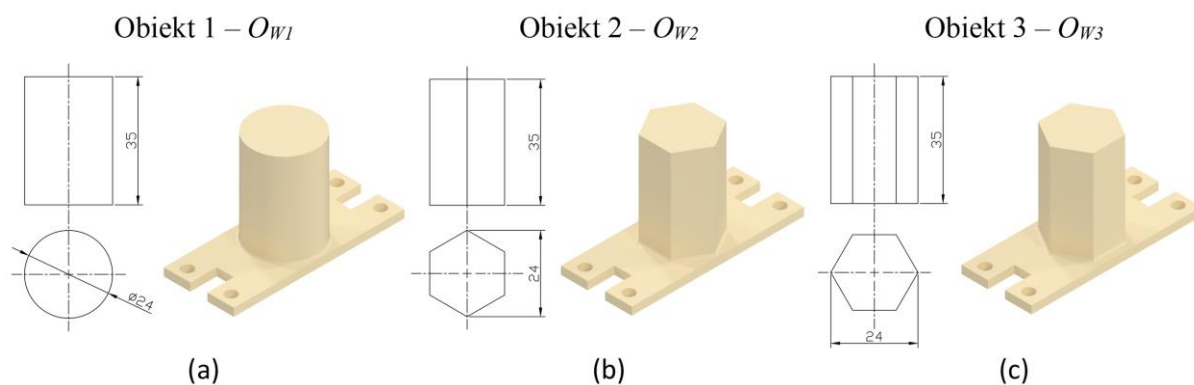
Rys. 56. Schemat stanowiska badawczego: a) widok z góry z zaznaczoną odległością mierzoną za pomocą czujnika laserowego i osią przemieszczenia wózka napędu liniowego; b) widok z boku z zaznaczoną strzałką kierunku pomiaru siły wyciągania obiektów ze szczęk [107]

Celem badań było zmierzenie siły występującej przy wyciąganiu obiektów o zdefiniowanych kształtach ze szczęk chwytaka, działając wzdłuż jednej osi. Przykładową procedurę i metodę pomiaru zilustrowano na rysunku 57, dla poduszki  $P_{WI}$  (tabela 9). Rozpoczyna się ona od umieszczenia obiektu w obszarze chwytu (etap 1) szczęk, tj. pomiędzy środkami poduszek. Położenie obiektu było powtarzalne we wszystkich pomiarach. Wózek z czujnikiem siły przemieszczony był w kierunku chwytaka, tak że miedziany drut pozostawał luźny. Po zamknięciu szczęk chwytaka (etap 2 – uchwycenie obiektu), rozpoczynano procedurę pomiarową, w trakcie której wysuwano obiekt ze stałą prędkością ze szczęk chwytaka. W rezultacie następowało napięcie drutu miedzianego, a siła zaczynała narastać. Na rysunku 57 zieloną linią zaznaczono zakres ruchu, w którym następowało narastanie siły, aż do osiągnięcia jej wartości maksymalnej (etap 3). Została ona uzyskana po wysunięciu na ok. 4 mm. W trakcie dalszego wysuwania trzpienia ze szczęk (etap 4), rejestrowana siła malała i po wysunięciu na ok. 13 – 14 mm, spadała do zera. Wyciąganie obiektu ze szczęk odbywało się do punktu wskazanego przez linię czerwoną, która kończy etap 4 badania. Pomiędzy linią czerwoną a żółtą, obiekt utracił kontakt z poduszkami. Oznacza to, że został wyciągnięty ze szczęk. W przypadku występowania siły zaciskania szczęk większej od zera (włączona funkcja domyknięcia szczęk), obiekt zostaje dodatkowo wypchnięty. Za linią żółtą można zaobserwować chwilowy wzrost siły  $F_W$  do około 2,1 N (etap 5). Ostatni 6 etap to otwarcie szczęk. Przedstawione wyniki badań zostały również omówione przez autora dysertacji w publikacji [107].



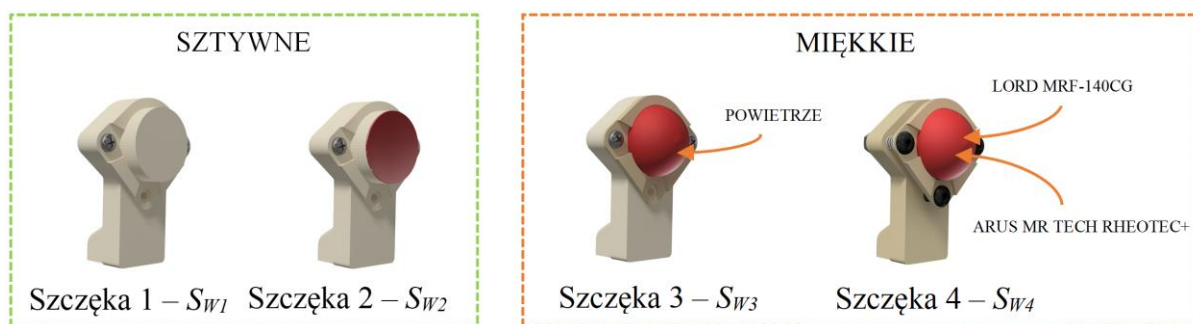
Rys. 57. Procedura pomiaru siły wyciągania obiektu ze szczęk chwytaka oraz zarejestrowany przebieg zmian siły  $F_w$  w funkcji przemieszczenia  $s_l$

W badaniach chwytania i wysuwania wykorzystano trzy obiekty, przedstawione na rysunku 58. Ich przekroje wynosiły: okrąg o średnicy  $\varnothing 24$  mm (rys. 58a), sześciokąt wpisany w okrąg o średnicy  $\varnothing 24$  mm skierowany ścianą boczną do poduszki (rys. 58b) i sześciokąt wpisany w okrąg o średnicy  $\varnothing 24$  mm skierowany krawędzią do poduszki (rys. 58c). Wymiar 24 mm został dobrany tak, aby odpowiadał średnicy podstawy poduszki pomniejszonej o grubość ścianek.



Rys. 58. Obiekty wykorzystane w trakcie badań siły wyciągania ze szczęk o przekroju:  
 a) Obiekt 1 ( $O_{W1}$ ) - okręgu o średnicy  $\varnothing 24$  mm, b) Obiekt 2 ( $O_{W2}$ ) - sześciokąta wpisanego w okrąg o średnicy  $\varnothing 24$  mm skierowanego ścianą boczną do poduszki, c) Obiekt 3 ( $O_{W3}$ ) - sześciokąta wpisanego w okrąg o średnicy  $\varnothing 24$  mm skierowanego krawędzią do poduszki

Wykorzystane szczęki pokazano w ramach rysunku 59. Szczęka  $S_{W1}$  wykonana jest z PLA. Szczęka  $S_{W2}$  wykonana jest z PLA i posiada nakładkę z TPU. Szczęka  $S_{W3}$  wykonana jest z PLA i posiada poduszkę wypełnioną powietrzem. Szczęka  $S_{W4}$  wykonana jest z PLA i posiada poduszkę wypełnioną cieczą MR. W tabeli 9 pokazano badane konfiguracje szczęk  $S_{W3}$  i  $S_{W4}$  pod względem wypełnienia i geometrii. Bazują one na poduszkach omówionych w ramach rozdziału 5.4 i w tabeli 7. Oznaczenia wartości sił nacisku szczęk, stosowanych w badaniach wyciągania obiektów, zostały pokazane w tabeli 10.



Rys. 59. Podział szczęk wykorzystanych w przeprowadzonych badaniach

Tabela 9. Warianty poduszek bazujących na geometriach z rysunku 37

Wariant poduszki	Geometria poduszki	Typ szczęki	Wypełnienie (objętość)
$P_{W1}$	Rys. 37b	$S_{W3B}$	Powietrze (-)
$P_{W2}$	Rys. 37a	$S_{W3A}$	Powietrze (-)
$P_{W3}$	Rys. 37b	$S_{W4B}$	MRF-140CG (2,6 ml)
$P_{W4}$	Rys. 37a	$S_{W4A}$	MRF-140CG (2,6 ml)
$P_{W5}$	Rys. 37b	$S_{W4B}$	RHEOTEC+ (2,6 ml)
$P_{W6}$	Rys. 37a	$S_{W4A}$	RHEOTEC+ (2,6 ml)
$P_{W7}$	Rys. 37b	$S_{W4B}$	RHEOTEC+ (1,6ml) i mikrokulki (1ml – 1,6g)
$P_{W8}$	Rys. 37b	$S_{W4B}$	MRF-140CG (1,6ml) i mikrokulki (1ml – 1,6g)

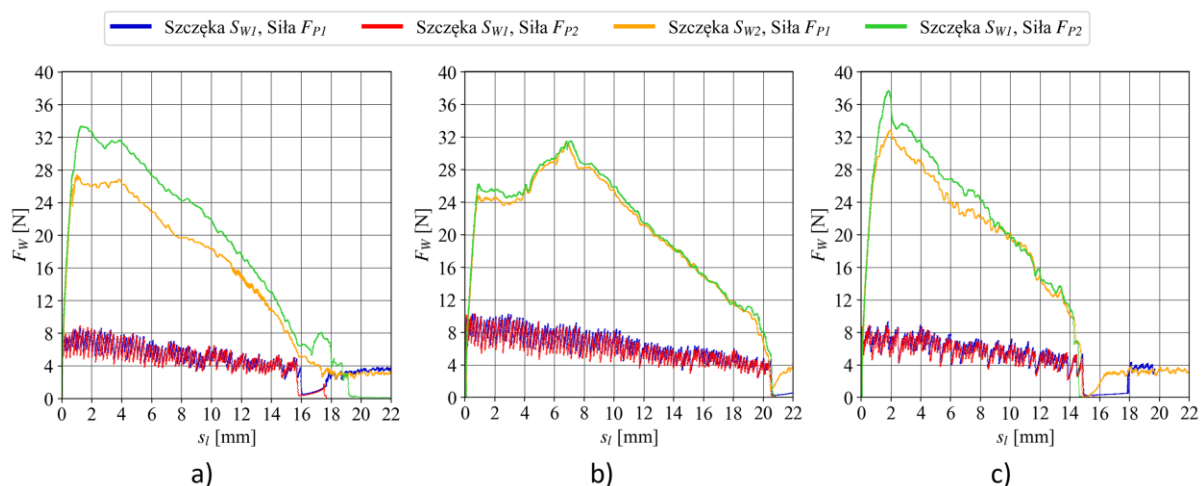
Tabela 10. Oznaczenia wartości sił stosowanych w badaniach wyciągania obiektów ze szczęk [107]

Oznaczenie siły	Wskazanie wartości siły w oprogramowaniu robota UR3e	Wartość siły nacisku szczęk	Komentarz
$F_{P1}$	0%	~15 N	Domknięcie szczęk wyłączone: Gdy przedmiot jest wyciągany, szczęki pozostają na swojej pozycji po utracie kontaktu z obiektem
$F_{P2}$	10%	~15 N	Domknięcie szczęk włączone: Kiedy obiekt jest wyciągany, szczęki się zamykają

### 6.3. Wyniki badań siły przy wyciąganiu obiektu ze szczęk

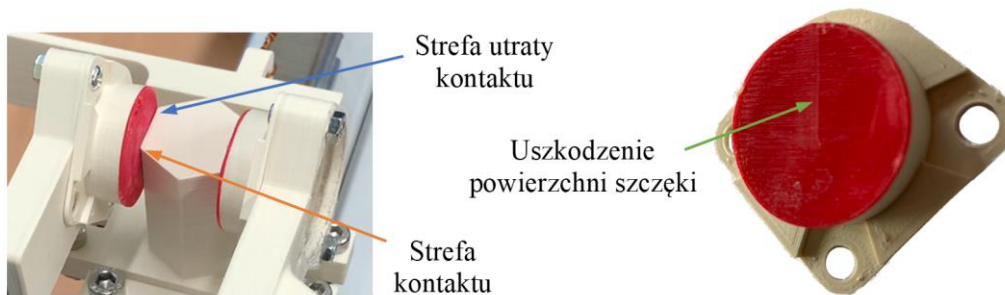
Na rysunku 60 przedstawiono przebiegi zmian siły wyciągania wymienionych wyżej obiektów z uchwytu pary takich samych szczęk chwytaka. W przypadku szczęki  $S_{W1}$  (rys. 59), współpracująca „para trąca” została wykonana z materiału PLA-PLA. W tym przypadku, zmierzone maksymalne siły  $F_W$  nie przekraczały 10 N (rys. 60). Dla szczęk  $S_{W2}$  (rys. 59), współpracująca „para trąca” została wykonana z materiałów PLA-TPU. Zarejestrowane siły maksymalne mieszczą się w okolicach 38-39 N (rys. 60c). Zarejestrowane przebiegi krzywych zmian sił, które są bardzo do siebie podobne, niezależnie od kształtu chwytanego obiektu. Wszystkie przebiegi, „rozpoczynają” się od „pokonania” siły tarcia statycznego. Widoczny jest najpierw wzrost, a następnie niewielki spadek wartości siły. Po wyciągnięciu obiektu ze szczęk, następuje spadek siły do wartości bliskiej 0 N. Na rysunku 60a i 60c widać w szczególności, powrotny wzrost wartości siły  $F_W$  do poziomu około 4 N. Jest to następstwem domknięcia szczęk po wysunięciu obiektu, które powoduje minimalne jego przesunięcie. Takie zachowanie autor zaobserwował w trakcie prowadzonych badań doświadczalnych. Wartość mierzonej siły spada wówczas do 0 N, ze względu na chwilowe poluznienie miedzianej linki. Ponowne naprężenie jej widać w tym przypadku po 18 mm przemieszczenia, jak wskazano wcześniej. Wartość siły ok. 4 N wynika z oporu (tarcia) ruchu wózka z obiektem, na prowadnicy liniowej (rys. 55). W pomiarach przy zastosowaniu szczęki  $S_{W2}$  nie obserwujemy zjawiska oscylacji. Ze względu na to, że obiekt ma kształt okręgu w przekroju obiektu

$O_{W1}$ , szczęki przemieszczają się po krawędzi, tak samo jak w przypadku obiektu  $O_{W3}$ . Obiekt  $O_{W2}$ , ze względu na swój kształt, ma potencjalnie większą powierzchnię styku niż obiekty  $O_{W1}$  i  $O_{W3}$ . W tym przypadku obserwujemy znikomy wpływ zwiększenia siły. Autor dysertacji zaobserwował pewną tendencję do opierania się powierzchni szczęk  $S_{W1}$  i  $S_{W2}$  o krawędź wystającą do wewnątrz obiektu  $O_{W2}$ . Powodowało to odrywanie się ich powierzchni od ściany bocznej obiektu  $O_{W2}$ , przez co nie były one względem siebie równoległe (rys. 61). Uzyskane charakterystyki odpowiadają tym, otrzymanym dla obiektu  $O_{W1}$  i  $O_{W3}$ , gdzie kontakt następuje na krawędzi. Obiekt  $O_{W3}$  uzyskuje największe wartości siły wyciągania, a przebiegi w swoim kształcie są podobne do otrzymanych dla obiektu  $O_{W1}$ . Podczas ruchu ma on kontakt z krawędzią sześciokąta występującego w przekroju poprzecznym. Jak omówiono powyżej, spadki wartości siły dla szczęk  $S_{W1}$  i  $S_{W2}$  wraz z przemieszczeniem obiektu spowodowane są obecnością tarcia statycznego i kinetycznego. Warto jednak zwrócić uwagę również na to, że zaproponowano okrągłe nakładki szczęk  $S_{W1}$  i  $S_{W2}$ , odpowiadające podstawie poduszki o średnicy  $\varnothing 25$  mm. Ze względu na taki kształt, przemieszczenie wzdłuż osi prostopadłej do powierzchni nakładki, sukcesywnie zmniejsza powierzchnię jej styku z obiektem. W przypadku klasycznych, sztywnych elementów chwytanych, kontakt ich powierzchni z chwytanym przedmiotem odbywa się wzdłuż jego krawędzi lub ściany bocznej. Uwarunkowania konstrukcyjne chwytaka mogą spowodować, że oczekiwana równoległość szczęk względem przedmiotu nie będzie spełniona, jak w przypadku obiektu  $O_{W2}$ . Warto wziąć to pod uwagę, analizując miękkie rozwiązania szczęk. Adaptacyjne struktury miękkie dostosowywały się do kształtu chwytanego obiektu. W przypadku struktur sztywnych, translacja lub rotacja obiektu może pozytywnie lub negatywnie wpłynąć na stabilność chwytu. Ostatnim ważnym spostrzeżeniem jest widoczna rysa na szczęce  $S_{W2}$  (rys. 61), powstała w wyniku wykonywanych pomiarów.

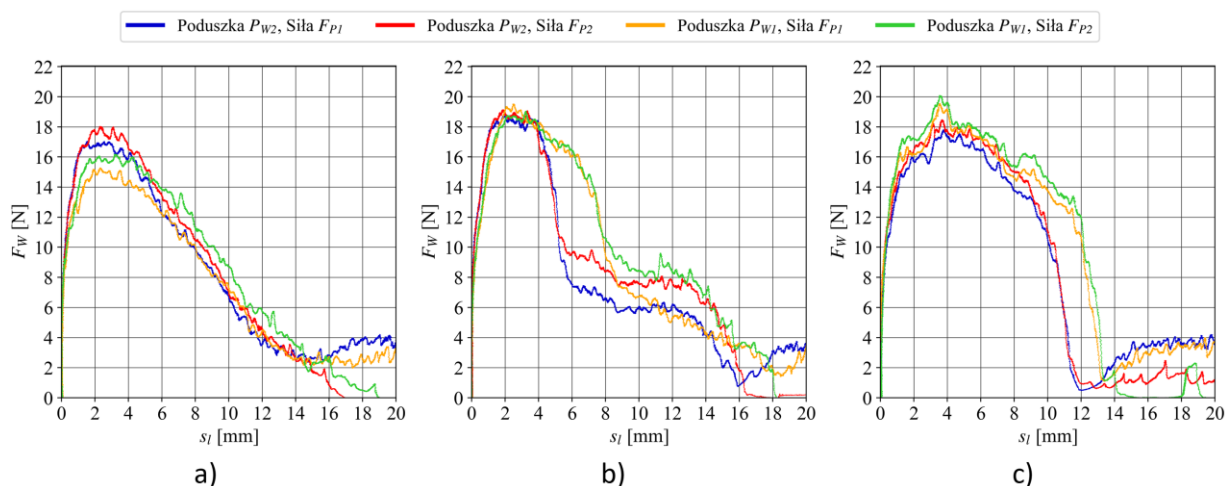


Rys. 60 Zarejestrowane przebiegi zmian siły wyciągania  $F_W$  obiektu ze szczęk  $S_{W1}$  i  $S_{W2}$  w funkcji jego przemieszczenia  $s_l$  dla obiektu: a)  $O_{W1}$ , b)  $O_{W2}$ , c)  $O_{W3}$





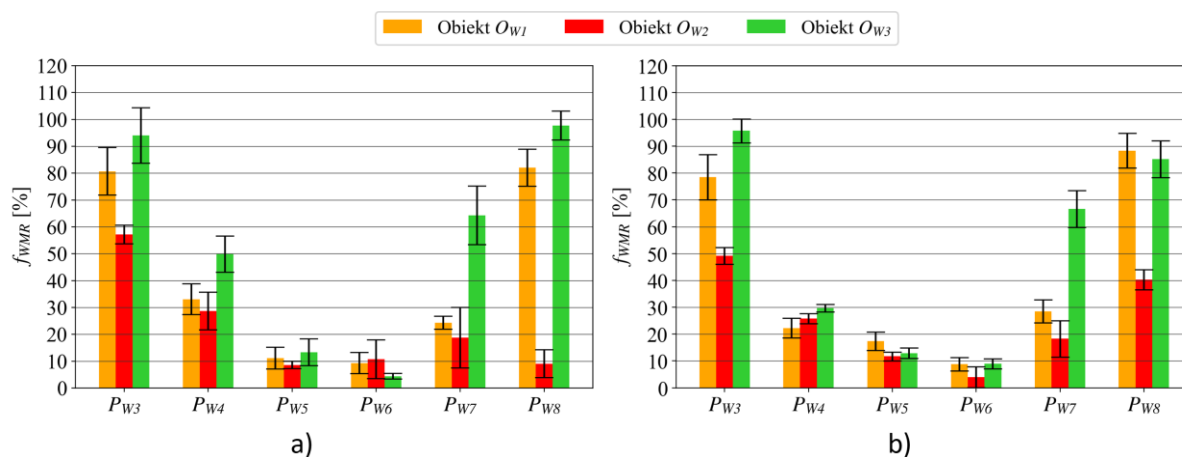
Rys. 61. Zdjęcia sztywnych szczęk - nierównoległe ułożenie szczęki  $S_{W2}$  na ściankach obiektu oraz widoczne zarysowania powstałe w wyniku przeprowadzonych pomiarów



Rys. 62. Zarejestrowane przebiegi zmian siły wyciągania  $F_W$  obiektu z poduszek  $P_{W1}$  i  $P_{W2}$  w funkcji przemieszczenia  $s_l$  dla obiektu: a)  $O_{W1}$ , b)  $O_{W2}$ , c)  $O_{W3}$

Kształty przebiegów siły wyciągania obiektów przy zastosowaniu „miękkich” poduszek są inne, w porównaniu do przebiegów uzyskanych przy użyciu poduszek „sztywnych”. Wyniki pomiarów poduszek wypełnionych powietrzem ( $P_{W1}$  i  $P_{W2}$ ) zostały pokazane na rysunku 62. Poduszka występująca w szczęce  $S_{W3B}$  charakteryzuje się cieńszymi ściankami w porównaniu do poduszki zastosowanej w szczękach  $S_{W3A}$ . W trakcie badań została zaobserwowana tendencja do ich fałdowania się w okolicy wierzchołka. W procesie zamykania i wypuszczenia z nich powietrza, jak to widać na rysunku 46, sklepienie jest wklęsnięte do wnętrza poduszki. Przy chwytaniu obiektu  $O_{W1}$  większe wartości siły można zaobserwować dla poduszki  $P_{W2}$ . W tym przypadku, duży wpływ na wartość tej siły, ma zwiększający się przekrój ścian poduszki u jej podstawy. Jest to szczególnie wyraźne przy zaciskaniu szczęk, w pierwszym etapie ich ruchu. Przy zastosowaniu poduszki  $P_{W1}$  możliwe jest osiągnięcie większych wartości siły wyciągania, przy dalszym przesuwaniu obiektu (rys. 62 przebieg w kolorze zielonym). Przykładowo, dla odległości przemieszczenia obiektu  $O_{W1}$  równej 10 mm, przy zastosowaniu poduszki  $P_{W1}$  osiągnięta była wartość siły około 9 N, a dla poduszki  $P_{W2}$  było to ok. 7 N. Korzyści wynikające z zastosowania elastycznej struktury są jeszcze bardziej widoczne w przypadku wyciągania obiektów  $O_{W2}$  i  $O_{W3}$ . Zdolność do utrzymania większych wartości siły, przy dłuższym

przemieszczeniu, „wykazuje” poduszka  $P_{W1}$ , a w przybliżeniu stała wartość siły wyciągania jest utrzymywana na dłuższym odcinku przemieszczenia.

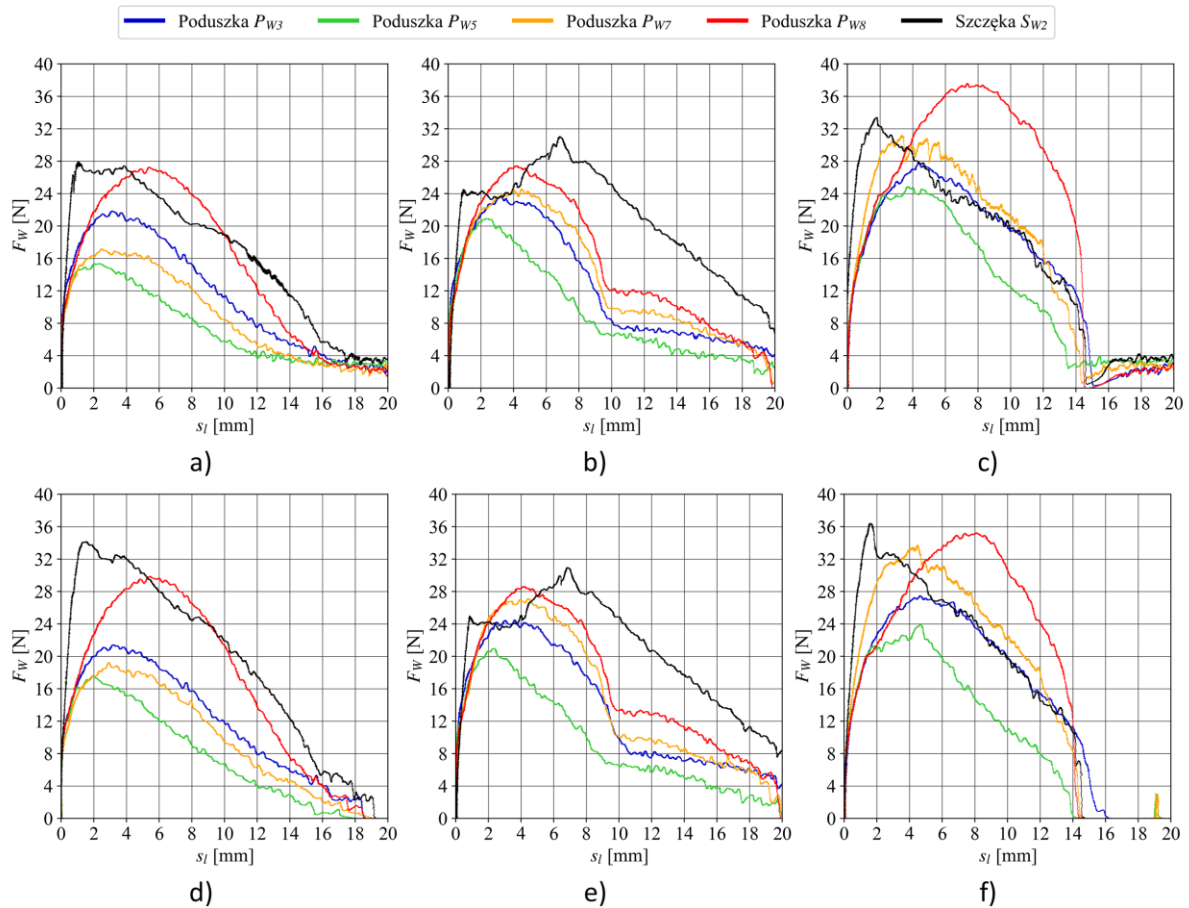


Rys. 63. Wartości maksymalnych sił wyciągania obiektów oraz ich przyrost w % po wprowadzeniu pola magnetycznego: a) siła  $F_{P1}$ , b) siła  $F_{P2}$

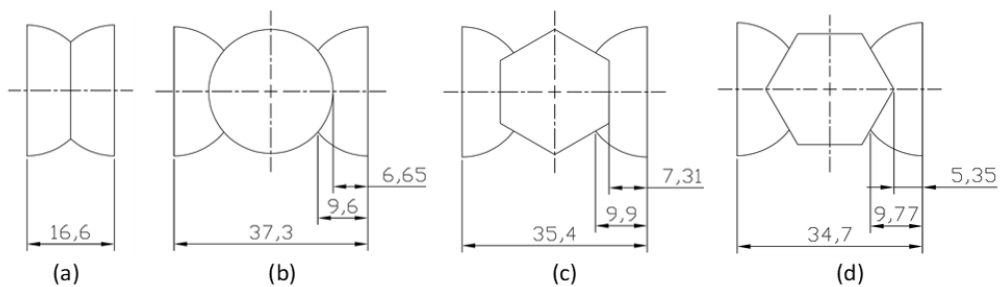
Następnie przebadano konfiguracje poduszek z cieczą MR, przedstawione w tabeli 9. Zagłębianie obiektu w poduszkę odbywało się każdorazowo przy braku pola magnetycznego. Na rysunku 63 przedstawiono procentową różnicę wzrostu maksymalnej siły wyciągania obiektów po wprowadzeniu pola magnetycznego  $f_{WMR}$ , dla poszczególnych poduszek. Źródłem pola magnetycznego w każdym przypadku, był uchwyt magnetyczny MH29. Jak widać, zastosowanie poduszek  $P_{W5}$  i  $P_{W6}$  skutkowało najmniejszymi wartościami maksymalnej siły wyciągania  $f_{WMR}$ , zarówno przy braku jak i obecności pola magnetycznego. W obu przypadkach zastosowano ciecz RHEOTEC+. Znacznie większe wartości sił uzyskano, gdy zastosowano poduszki  $P_{W3}$  i  $P_{W8}$  z cieczą firmy LORD. Wartość siły, potrzebnej do wyciągnięcia obiektów, była nawet prawie dwukrotnie większa, po wprowadzeniu pola magnetycznego. Z wyciąganiem obiektu  $O_{W1}$  nieznacznie lepiej „radziła” sobie poduszka  $P_{W8}$ . Przy wyciąganiu obiektu  $O_{W2}$  największe siły uzyskano przy zastosowaniu poduszki  $P_{W3}$  (szczególnie dla siły  $F_{P1}$ ). W przypadku wyciągania obiektu  $O_{W3}$  zastosowanie wspomnianych poduszek dało zadowalające rezultaty. Zgodnie z założeniami, poduszki bardzo dobrze dostosowują się do jego kształtu. Stosunkowo dobre rezultaty uzyskano również przy zastosowaniu poduszki  $P_{W7}$  z cieczą RHEOTEC+.

Na podstawie danych przedstawionych na rysunku 63 wyselekcjonowano najlepsze warianty poduszek. Zarejestrowane przebiegi zaprezentowano na rysunku 64. Zestawienie rozszerzono o wariant ze szczęką  $S_{W2}$ , w celach porównawczych sił uzyskiwanych dla poduszek z cieczami MR. W większości przypadków, przy zastosowaniu poduszki  $P_{W8}$  osiągnęto największe wartości siły wyciągania obiektów, spośród wszystkich rozwiązań opartych o ciecz MR. Wyjątkiem jest obiekt  $O_{W2}$  dla siły  $F_{P1}$  (rys. 64b). Szczególnie skuteczne, tzn. zwiększające wartości sił wyciągania, jest wprowadzenie dodatkowych mikrokulek, znajdujących się pomiędzy cząstkami ferromagnetycznymi

cieczy. Porównując uzyskane wyniki można stwierdzić, że miękkie szczęki są w stanie w tych samych warunkach działać porównywalnie ze sztywnymi ( $S_{W2}$ ). W analizie wyników pomiarów dla poszczególnych obiektów przydatne mogą być dopasowania poduszek do kształtu obiektów. Zostały one przedstawione dla poduszki  $P_{W8}$  na rysunku 65. Wynika z nich, że najgłębiej w strukturę poduszki  $P_{W8}$  zagłębia się obiekt  $O_{W3}$ .



Rys. 64. Wyniki pomiarów zmian siły wyciągania  $F_w$  obiektu w funkcji jego przemieszczenia  $s_l$  z poduszek  $P_{W3}$ ,  $P_{W5}$ ,  $P_{W7}$  i  $P_{W8}$  po wprowadzeniu pola magnetycznego, przy zastosowaniu szczęki  $S_{W2}$  dla konfiguracji obiektu i siły: a)  $O_{W1}$  i  $F_{P1}$ , b)  $O_{W2}$  i  $F_{P1}$ , c)  $O_{W3}$  i  $F_{P1}$ , d)  $O_{W1}$  i  $F_{P2}$ , e)  $O_{W2}$  i  $F_{P2}$ , f)  $O_{W3}$  i  $F_{P2}$



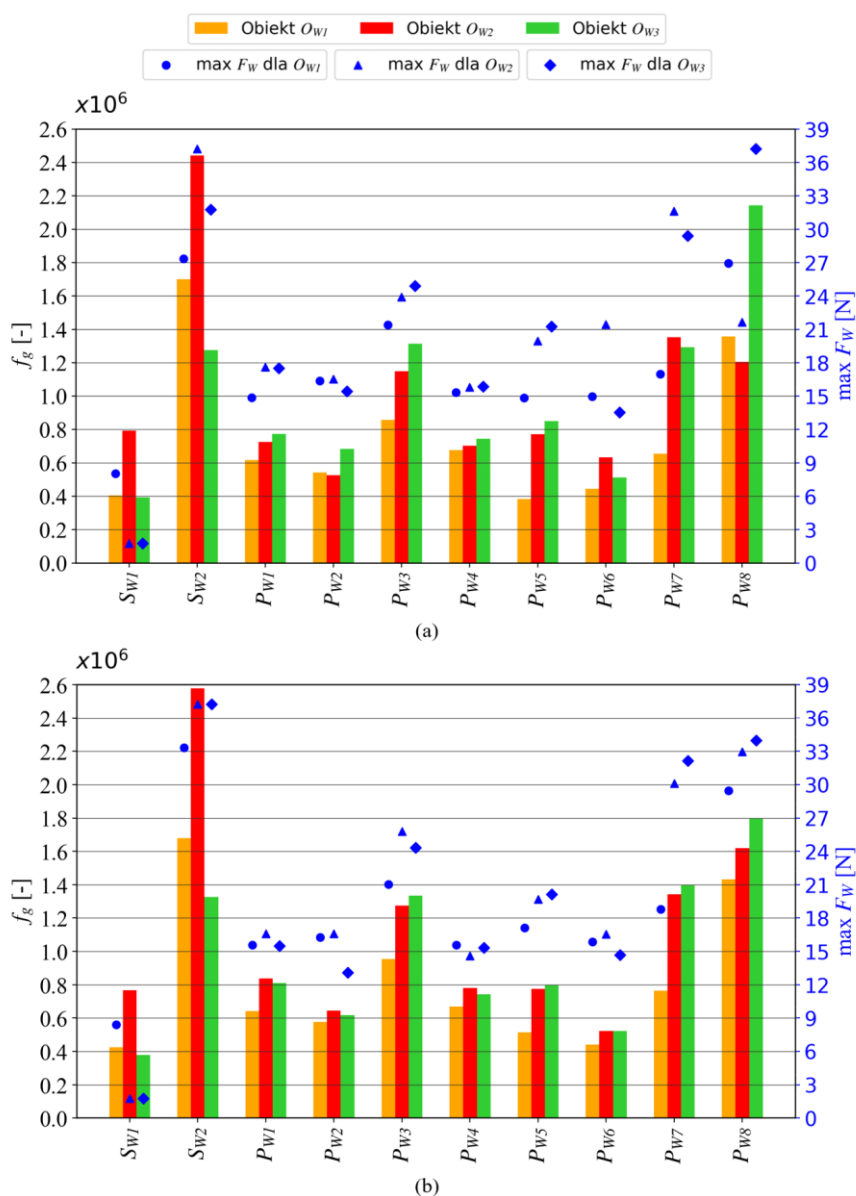
Rys. 65. Wymiary zagłębienia poduszki  $P_{W8}$ , przy sile szczęk  $F_{P1}$ : a) szczęki swobodnie domknięte, b) obiekt  $O_{W1}$ , c) obiekt  $O_{W2}$ , d) obiekt  $O_{W3}$

Do porównania uzyskanych wyników autor niniejszej dysertacji zaproponował zastosowanie wskaźnika siły wyciągania obiektu  $f_g$ , na długości jego przemieszczenia. Został on wyrażony za pomocą równania:

$$f_g = \sum_{i=0}^{\infty} F_{W_i} \cdot s_{l_i} \quad (6.1)$$

gdzie:  $F_{W_i}$  to siła wyciągania obiektu ze szczęk [N],  $s_{l_i}$  to odległość przemieszczenia obiektu [mm] (rys. 64).

Na rysunku 66 zestawiono wyznaczone wartości pracy dla poszczególnych próbek. Dodatkowo, zaznaczono uzyskane maksymalne wartości sił wyciągania  $F_W$ . Wyniki można porównywać w odniesieniu do wyciągania każdego z obiektów.

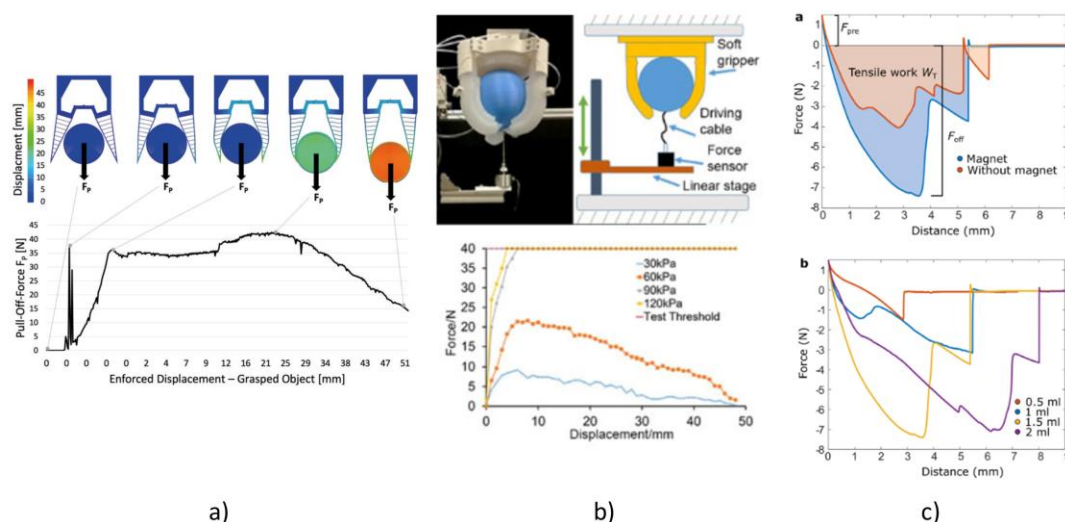


Rys. 66. Zestawienie wartości wskaźnika  $f_g$  dla każdej poduszki z zaznaczeniem maksymalnej siły wyciągania  $F_W$  dla: a) siły  $F_{P1}$ , b) siły  $F_{P2}$

Największe wartości wskaźnika siły wyciągania obiektu  $f_g$ , wśród miękkich szczęk, osiągnięto przy zastosowaniu poduszki  $P_{W8}$ . Ciecz oferowana przez różnych producentów nadaje się do zastosowania w chwytakach, ale jej modyfikacja może znacznie poprawić oczekiwany efekt. Potwierdzają to wykonane w ramach niniejszej rozprawy badania. Wprowadzenie do wnętrza poduszki mikrokulek, przy zastosowaniu tej samej cieczy RHEOTEC+ (poduszka  $P_{W7}$ ), spowodowało wzrost siły  $F_W$ , tj. poprawę skuteczności działania chwytaka, co pokazują przebiegi na rys. 64 i 66. Jednak mikrokulki mogą się lokalnie nagromadzić w danym obszarze poduszki (na przykład grawitacyjnie przy określonej orientacji poduszki w przestrzeni), może to skutkować pogorszeniem działania urządzeń, w których je zastosowano.

## 6.4. Porównanie wyników z danymi literaturowymi

Na rysunku 67 przedstawiono przykładowe przebiegi pomiaru wartości siły wyciągania obiektów z chwytaków, różnych typów. Wśród nich występuje chwytak z elastycznymi szczękami [61], chwytak wykonany na bazie macek [40] oraz chwytak na bazie ssawek [82]. W wymienionych pracach zaproponowano ich klasyfikację, opierającą się na: maksymalnej wielkości chwytanego elementu, liczbie stopni swobody oraz sile wyciągania obiektu z chwytaka. Dane przedstawione na rysunku 67 można porównać z wynikami przedstawionymi na rysunku 64. Każde rozwiązanie charakteryzowane jest przebiegiem zmian rejestrowanej siły wyciągania obiektu w funkcji jego przemieszczenia w szczękach. Porównanie uzyskanych wyników jest utrudnione, ponieważ w poszczególnych pracach badano wyciąganie elementów o różnych kształtach i wymiarach. W przypadku badań pokazanych w [40] i [61] były to odpowiednio kula i walec. Autorzy artykułów dobierali w swoich eksperymentach objekty, odpowiednie do gabarytów chwytaka. W ramach niniejszej pracy przeprowadzono tylko porównanie tego samego chwytaka, przy zachowaniu tej samej metody pomiarowej, stosując szczęki różnego typu.



Rys. 67. Przykładowe przebiegi pomiaru siły wyciągania obiektów ze szczęk: a) chwytak na bazie elastycznych szczęk [61], b) chwytak na bazie macek [40], c) chwytak na bazie ssawki [82]

W tabeli 11 przedstawiono reprezentatywne przykłady opisane w literaturze, w których przedstawiono wyniki badań siły wyciągania obiektu z chwytaka. W ramach kolumny „komentarz” podano zarówno warunki przeprowadzonych eksperymentów, jak i skrócone wnioski. Szczęki chwytaka badane w ramach niniejszej dysertacji, są zdecydowanie mniejsze od większości rozwiązań wymienionych w literaturze. Niezwykle istotne jest określenie ograniczeń co do obiektów chwytanych, które determinują możliwości chwytaka. Dotyczy to na przykład ich wymiarów [48] oraz kształtu [76]. Okazuje się, że każde rozwiązanie wymaga indywidualnego obiektywnego podejścia, do rozeznania jego ograniczeń. Tym bardziej warte uwagi jest odnoszenie się do tradycyjnych rozwiązań takich jak sztywne szczęki, co umożliwi porównanie uzyskanych wyników dla nowej konstrukcji w ramach tego samego układu odniesienia (np. korpusu chwytaka).

Tabela 11. Porównanie wybranych chwytaków

Poz.	Rodzaj chwytaka	Znamienne wymiary elementu chwytającego	Maksymalna siła wyciągania [N]	Komentarz
[40]	Na bazie macek z wypustkami	Brak danych	10; 21, 40	Wartość siły wyciągania zależy od ciśnienia podanego na macki. Im wyższa jego wartość, tym trudniej wyciągnąć element z jego objęć. Obiektem badanym była sfera wydrukowana 3D, brak danych o wymiarach
[48]	Poduszkowy z granulatem	Średnica poduszki $\varnothing 46$ mm	3,6; 23,6; 38	Wykazano silną zależność wielkości obiektu chwytanego w stosunku do średnicy chwytaka, która dodatkowo zmienia się przy różnej objętości wypełnienia poduszki ziarnami kawy. Autorzy tego artykułu zwrócili również uwagę na konieczność wprowadzenia zewnętrznej siły po stronie chwytaka. Wyniki określili poprzez współczynnik siły wyciągania obiektu do siły koniecznej do przyłożenia.
[61]	Na bazie elastycznych szczęk	Wysokość szczęki 110 mm, szerokość 44 mm, grubość 20 mm, grubość ścian 2 i 1 mm	42	Chwytnak dzięki swojej konstrukcji jest w stanie utrzymywać wysoki poziom wartości siły wyciągania w funkcji przemieszczenia obiektu trzymanego. Jedynym obiektem, który został poddany badaniu wyciągania był walec. Brak danych na temat jego wymiarów. Skala przedstawionych obrazów sugeruje około 80 mm średnicy.

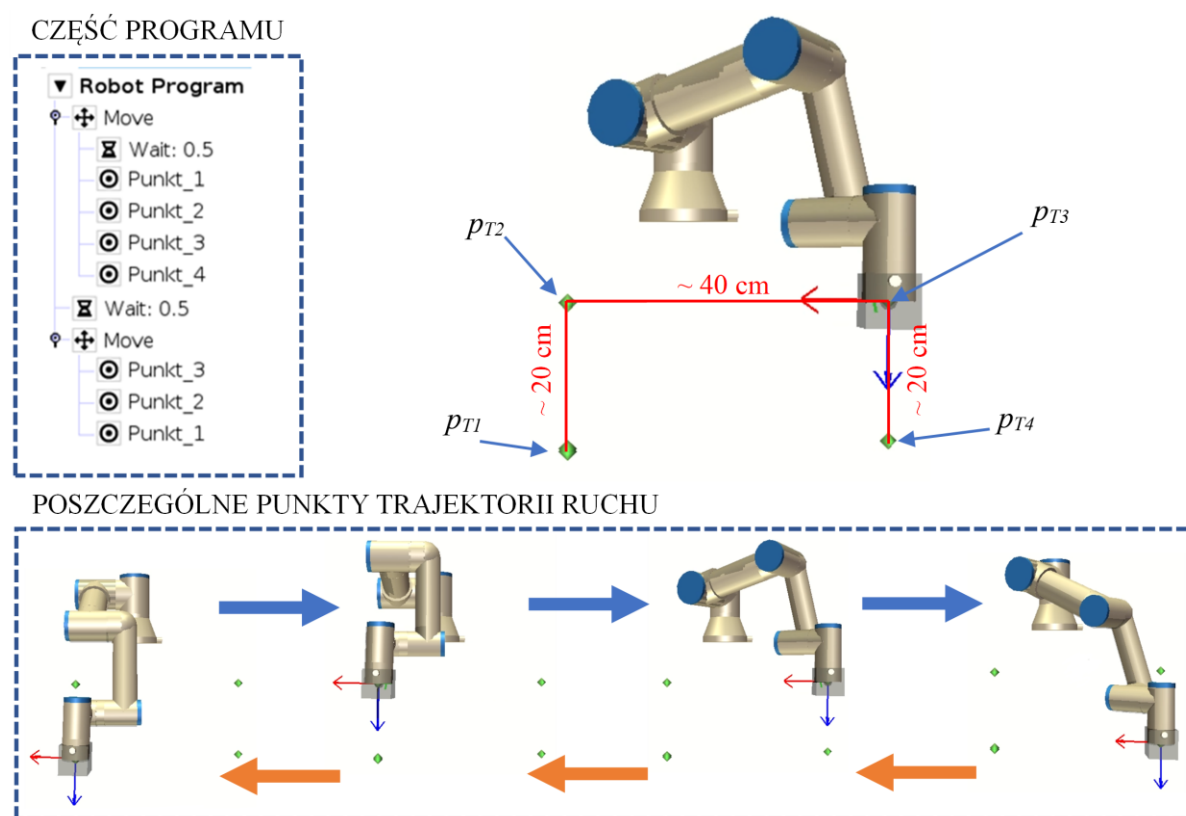
cd. Tabela 11. Porównanie wybranych chwytaków

Poz.	Rodzaj chwytaka	Znamienne wymiary elementu chwytającego	Maksymalna siła wyciągania [N]	Komentarz
[76]	Szczęki z elastycznymi zbiornikami z cieczą MR	Jarzmo o średnicy $\varnothing 40$ mm i wysokości 20 mm. Odległość pomiędzy poduszkami 70 mm.	17; 21; 30; 51	Wartość siły wyciągania zależy od kształtu obiektu chwytanego. Badania wykonano przy braku i z obecnością pola magnetycznego w objętości poduszki. Dwa razy większe wartości siły wyciągania uzyskano dla obiektu o geometrii sprężyny i sferycznej. Znikoma różnica występowała w przypadku walca i przyzmatu. W tym przypadku wpływ może mieć zróżnicowanie wymiarów i gabarytu poszczególnych obiektów.
[77]	Poduszkowy z cieczą MR	Średnica podstawy około $\varnothing 108$ mm, wysokość około 38 mm	58	Wartość uzyskano dla przyłożonej siły 40 N. Obiektem chwytanym był cylinder o średnicy około 44,5 mm. Autorzy artykułu również skorzystali z relacji siły wyciągania do siły koniecznej do przyłożenia przez chwytak jak w [48].
[82]	Na bazie ssawki	Średnica ssawki $\varnothing 20$ mm	1,2; 3; 7; 7,5	Porównano skuteczność chwytania przy braku i z obecnością pola magnetycznego. Eksperymenty przewidywały również zastosowanie różnej objętości cieczy MR, która wprowadzana jest na powierzchnię styku ssawki z obiektem chwytanym. Maksymalną siłę wyciągania obiektu o wartości 7,5 N uzyskano przy przyłożonej sile 1,5 N.

## 7. Badania zastosowania chwytaka z poduszkami MR na robocie przemysłowym

### 7.1. Metoda badania przenoszenia obiektów

Metody badań chwytaków pozwalające określić ich skuteczność do przenoszenia różnych obiektów, sprowadzają się najczęściej do wyznaczenia liczby poprawnych prób ich transportowania, w stosunku do całej liczby wykonanych prób. Wartość skuteczności może być wyrażana w procentach [76]. Kryterium zaliczenia próby jako udanej, jest przeniesienie obiektu z jednego punktu do drugiego z określonym przyspieszeniem i prędkością ruchu oraz przyspieszeniem przy hamowaniu. W publikacji [76] wprowadzono trajektorię ruchu, na którą składa się: uniesienie obiektu na wysokość 200 mm, przetransportowanie go horyzontalnie na odległość 400 mm i opuszczenie z wysokości 200 mm. Bazując na danych z literatury zaproponowano modyfikację tej metody pomiaru.



Rys. 68. Trajektoria ruchu kiści robota podczas badania

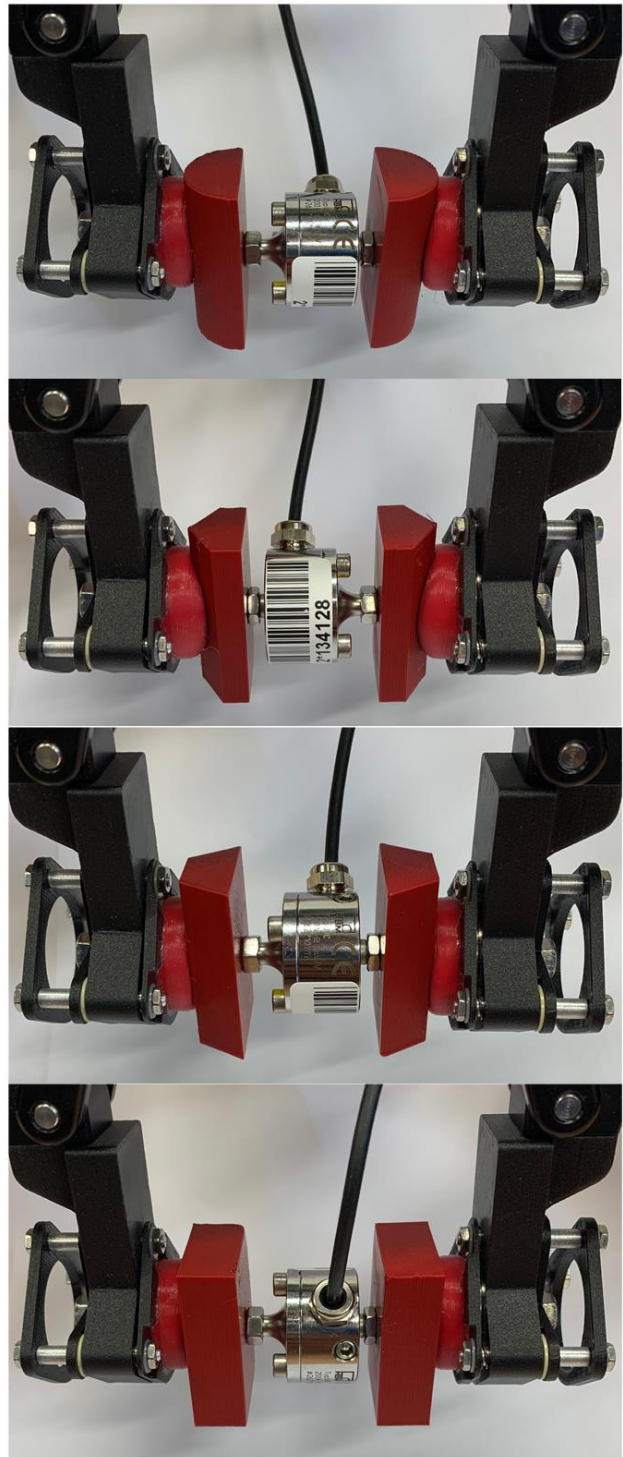
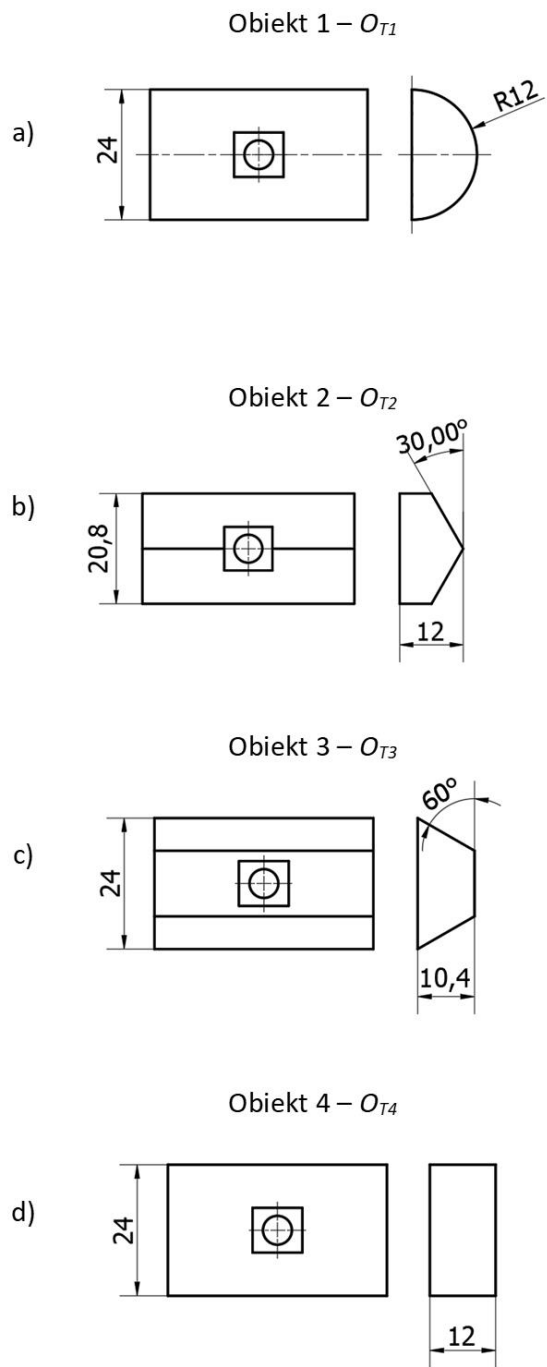
W badaniach wykorzystano taką samą trajektorię ruchu jak opisano powyżej. Zaproponowano chwytane obiekty o czterech geometriach i wprowadzono pomiar siły nacisku szczęk na ich ścianki. Pozwoliło to na uzyskanie informacji na temat siły ucisku szczęk, na transportowany obiekt, w trakcie wykonywania ruchu. Podczas realizacji pomiarów zwrócono również uwagę na wpływ zmiany



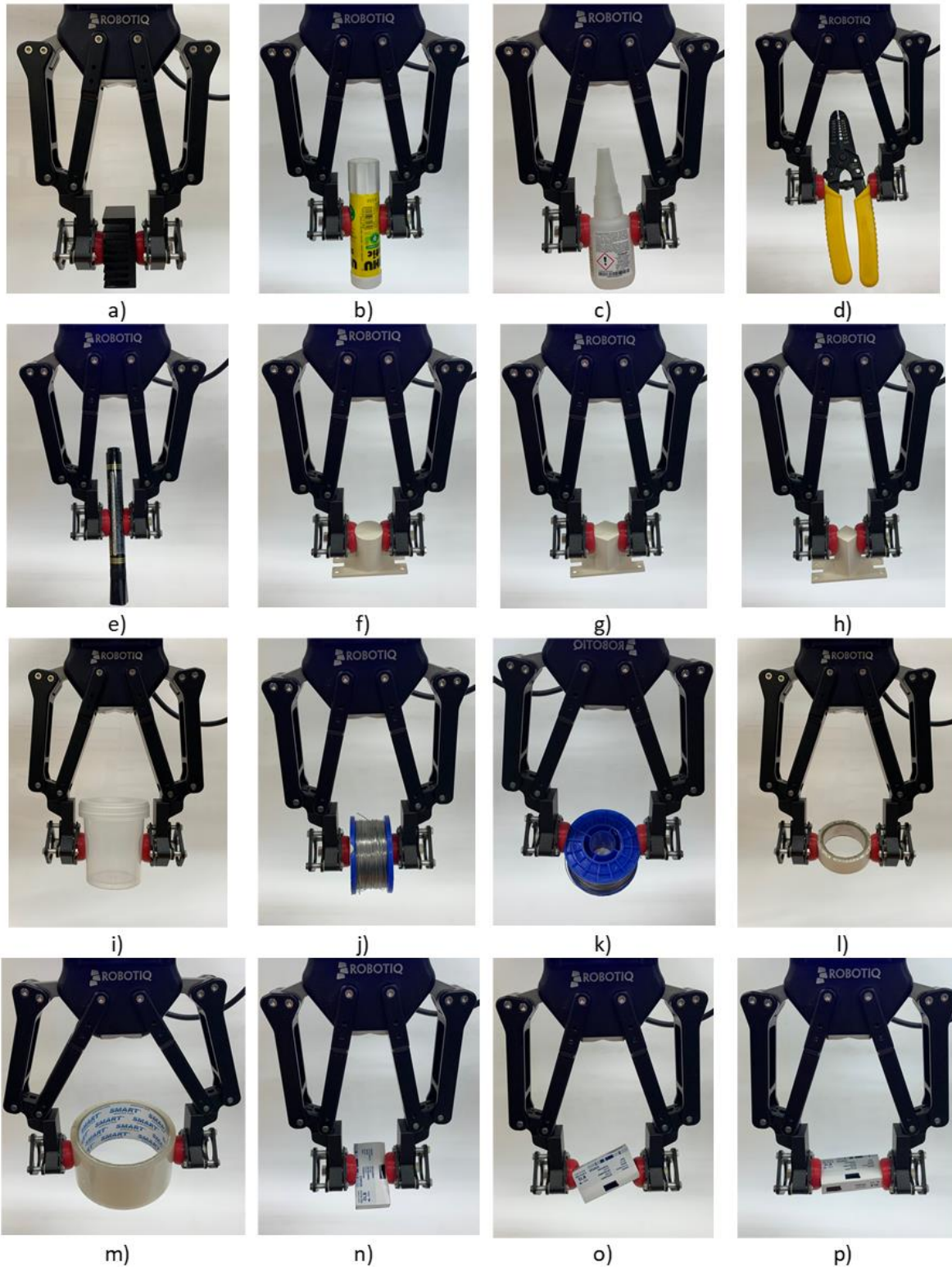
orientacji obiektu, po jego odłożeniu i ponownym pobraniu. Było to możliwe, ponieważ pomiary wykonywano w ciągłej pętli. Obiekt był pobierany, transportowany, odkładany i ponownie pobierany. W ten sposób generowano i rejestrowano wartości sił dla minimum 16 przebiegów transportu danego elementu. Trajektoria ruchu kiści robota została przedstawiona na rysunku 68. Robot rozpoczynał swój ruch w punkcie  $p_{T1}$  (Punkt\_1), następnie zamykał szczęki chwytaka i podnosił obiekt do punktu  $p_{T2}$  (Punkt\_2), który znajdował się na wysokości około 200 mm. Kolejnym etapem ruchu był poziomy transport obiektu na długości około 400 mm, do punktu  $p_{T3}$  (Punkt\_3). Ostatnim etapem ruchu było opuszczenie chwytaka trzymającego obiekt, z wysokości 200 mm do  $p_{T4}$  (Punkt\_4) i wypuszczenie go ze szczęk na blat roboczy. Następnie był ponownie pobierany i procedura przebiegała w odwróconej kolejności. Pomiary wykonano dla różnych kombinacji przyspieszenia  $a$  i prędkości  $v$  ruchu robota w zakresie 100, 200, 300  $\text{°/s}^2$  i  $\text{°/s}$ .

Geometrie i wymiary chwytych obiektów zostały pokazane na rysunku 69. Przedstawiono również zdjęcia chwytaka z poduszkami MR, który je trzyma. Czujnik siły zamocowano w otworze obiektu, a występujący przekrój kwadratowy służy do blokowania nakrętki.

Dodatkowo przeprowadzono również eksperymenty z chwytem i przenoszeniem innych obiektów, które zostały przedstawione na rysunku 70. Miało to na celu weryfikację skuteczności chwytania przedmiotów o różnorodnych kształtach, mających różne struktury powierzchni oraz wykonanych z różnych materiałów. Większość obiektów nie stanowiła problemu dla chwytaka z poduszkami MR. Jedynie w przypadku chwytania szpuli za nawinięty drut lutowniczy, w orientacji jak na rysunku 70k, dochodziło do wyślizgiwania się obiektu ze szczęk. Ciekawym obiektem, z punktu widzenia aplikacyjnego, było prostopadłościenne pudełko, które skutecznie chwycono w trzech różnych orientacjach (rys. 70n, 70o i 70p).



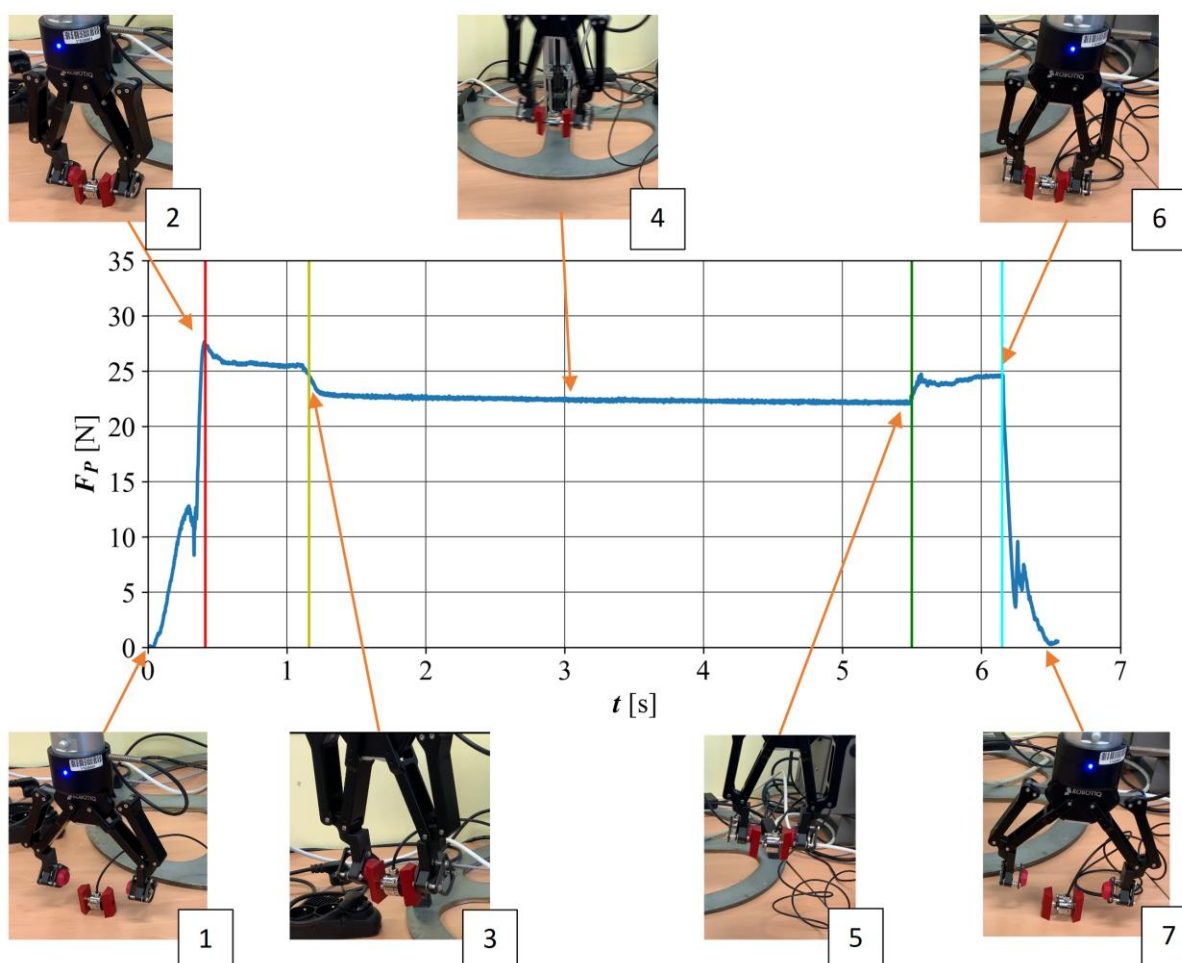
Rys. 69 Obiekty  $O_T$  wykorzystane w badaniu wartości siły nacisku szczęk w trakcie ich przenoszenia



Rys. 70. Różne typy obiektów chwythane i przenoszone w ramach wykonywanych badań: a) radiator aluminiowy, b) klej w sztyfcie, c) butelka z klejem, d) narzędzie do ściągania izolacji przewodów, e) pisak, f) obiekt  $O_{w1}$ , g) obiekt  $O_{w2}$ , h) Obiekt o przekroju kwadratu, i) pojemnik na próbki, j) spoiwo lutownicze orientacja 1, k) spoiwo lutownicze orientacja 2, l) taśma izolacyjna, m) taśma do pakowania, n) pudełko orientacja 1, o) pudełko orientacja 2, p) pudełko orientacja 3

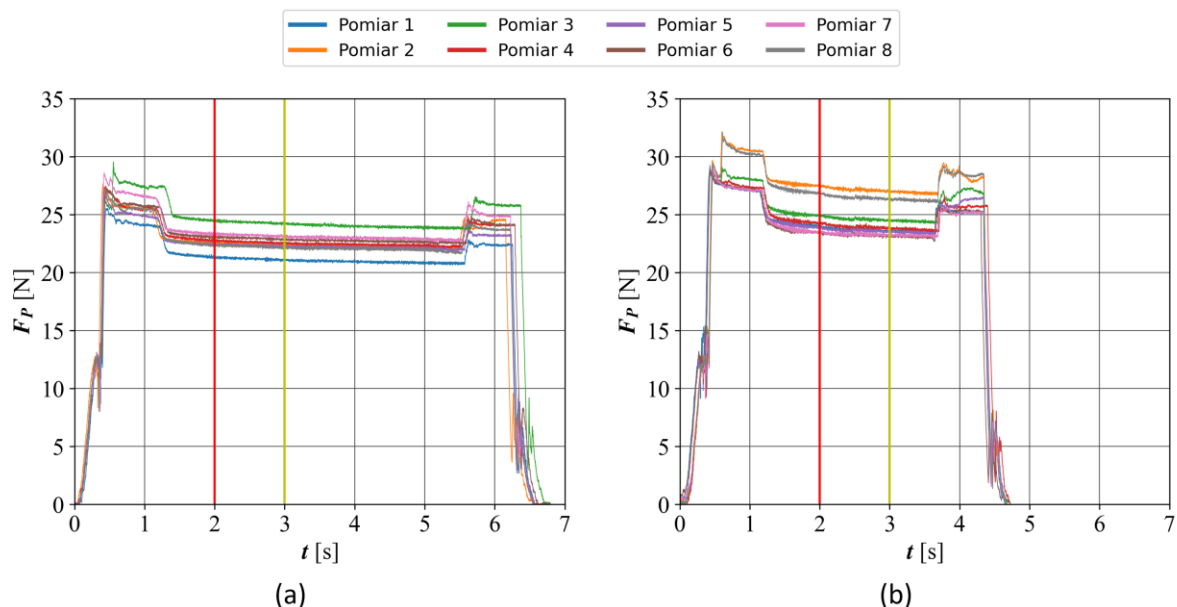
## 7.2. Wyniki badań sił przy przenoszeniu obiektów

W ramach wykonanych badań sił przenoszenia, przeprowadzono 16 pomiarów przenoszenia każdego obiektu, dla różnych konfiguracji przyspieszenia  $a$  i prędkości  $v$  ruchu robota. W sumie wykonano 576 pomiarów na robocie, z wykorzystaniem zbudowanego chwytaka. Wszystkie próby przenoszenia obiektów badanych zakończyły się sukcesem, osiągając 100 % skuteczność. Przykładowy przebieg zarejestrowanej wartości siły nacisku szczęk na ścianki obiektu w trakcie przenoszenia został przedstawiony na rysunku 71. Zaznaczono na nim omówione wcześniej, poszczególne fazy ruchu (rys. 68). Szczególnie ważna była faza 4 (rys. 71), czyli ruch poziomy chwytaka. Jej charakter determinuje stabilność uchwytu w trakcie przenoszenia obiektu.



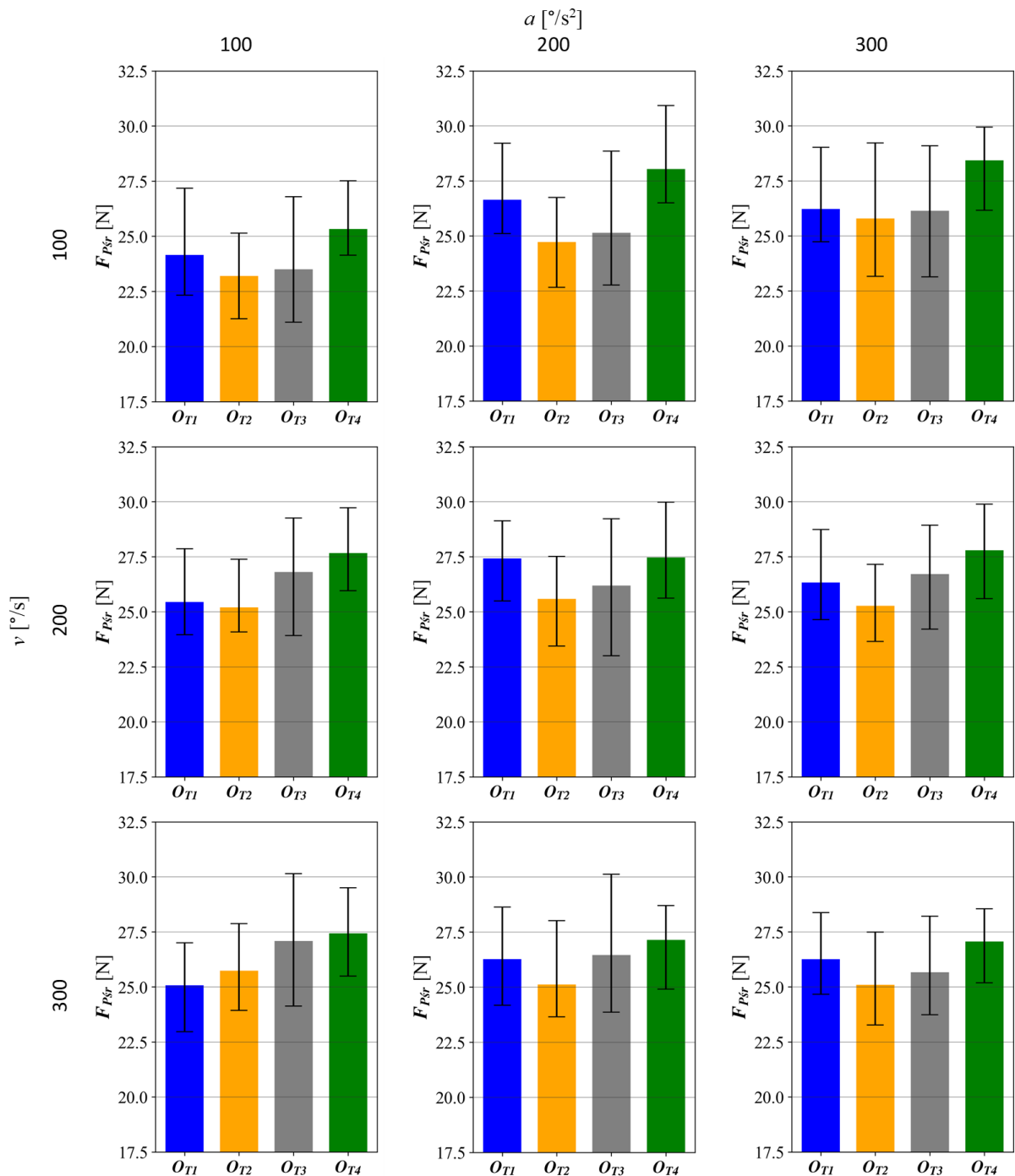
Rys. 71. Przykładowy przebieg zarejestrowanej wartości siły nacisku szczęk na ścianki obiektu w trakcie przenoszenia, z zaznaczonymi fazami ruchu

Na rysunku 72 przedstawiono zarejestrowane, przykładowe przebiegi wartości siły nacisku szczęk, dla dwóch konfiguracji prędkości i przyspieszenia ruchu robota. Różnica czasu z rysunków 72a i 72b wynika z różnych wartości przyspieszenia i prędkości ruchu robota. Za reprezentatywne wartości siły nacisku szczęk przyjęto te, zmierzone w 2 i 3 sekundzie ruchu. Punkty te zaznaczono pionowymi liniami w kolorze czerwonym i żółtym na rysunku 72.



Rys. 72. Przebiegi sił działania szczęk  $F_P$  w czasie  $t$  dla przenoszenia obiektu  $O_{T2}$ : a)  $a = 100 \text{ } ^\circ/\text{s}^2$ ,  $v = 100 \text{ } ^\circ/\text{s}$ , b)  $a = 300 \text{ } ^\circ/\text{s}^2$ ,  $v = 300 \text{ } ^\circ/\text{s}$

Powtarzalność chwytu zdefiniowano jako miarę stopnia, w jakim wyniki pomiarów zarejestrowanej wartości siły związanej z danym chwytem są powtarzalne podczas wielokrotnego przenoszenia tego samego obiektu, w tej samej orientacji. Jest ona określana na podstawie rozpiętości wskazań pomiarowych wartości siły nacisku szczęk w ujęciu do ich średniej wartości. Analizie poddawane są wskazania w tej samej chwili czasowej. Przy czym mniejsza rozpiętość wskazań oznacza wyższą powtarzalność chwytu. W tym celu zmierzono wartości siły w 2 sekundzie ruchu zgodnie z rysunkiem 72 (czerwona pionowa linia). Wyniki przeprowadzonej analizy przedstawiono w formie tabelarycznej na rysunku 73. Pomiary siły dla prędkości równej  $100 \text{ } ^\circ/\text{s}$  i przyspieszenia równego  $100 \text{ } ^\circ/\text{s}^2$  we wszystkich przypadkach obiektów mają najmniejszą średnią wartość. Najwyższe wartości średniej siły nacisku uzyskano dla obiektu  $O_{T4}$  i nieznacznie mniej dla obiektu  $O_{T1}$ . Najniższe z kolei dla obiektu  $O_{T2}$ . Płaskie ściany boczne obiektu powodowały, że większa była powtarzalność siły chwytu. Ostre krawędzie jak w przypadku obiektów  $O_{T2}$  i  $O_{T3}$  mogą powodować drobne przesunięcia od osi poduszki chwytaka. Zostało to zaobserwowane w trakcie wykonywania badań. Najmniejsze wartości rozpiętości wyników pomiarów występują dla obiektu  $O_{T4}$ , z kolei najwyższe dla obiektu  $O_{T3}$ .



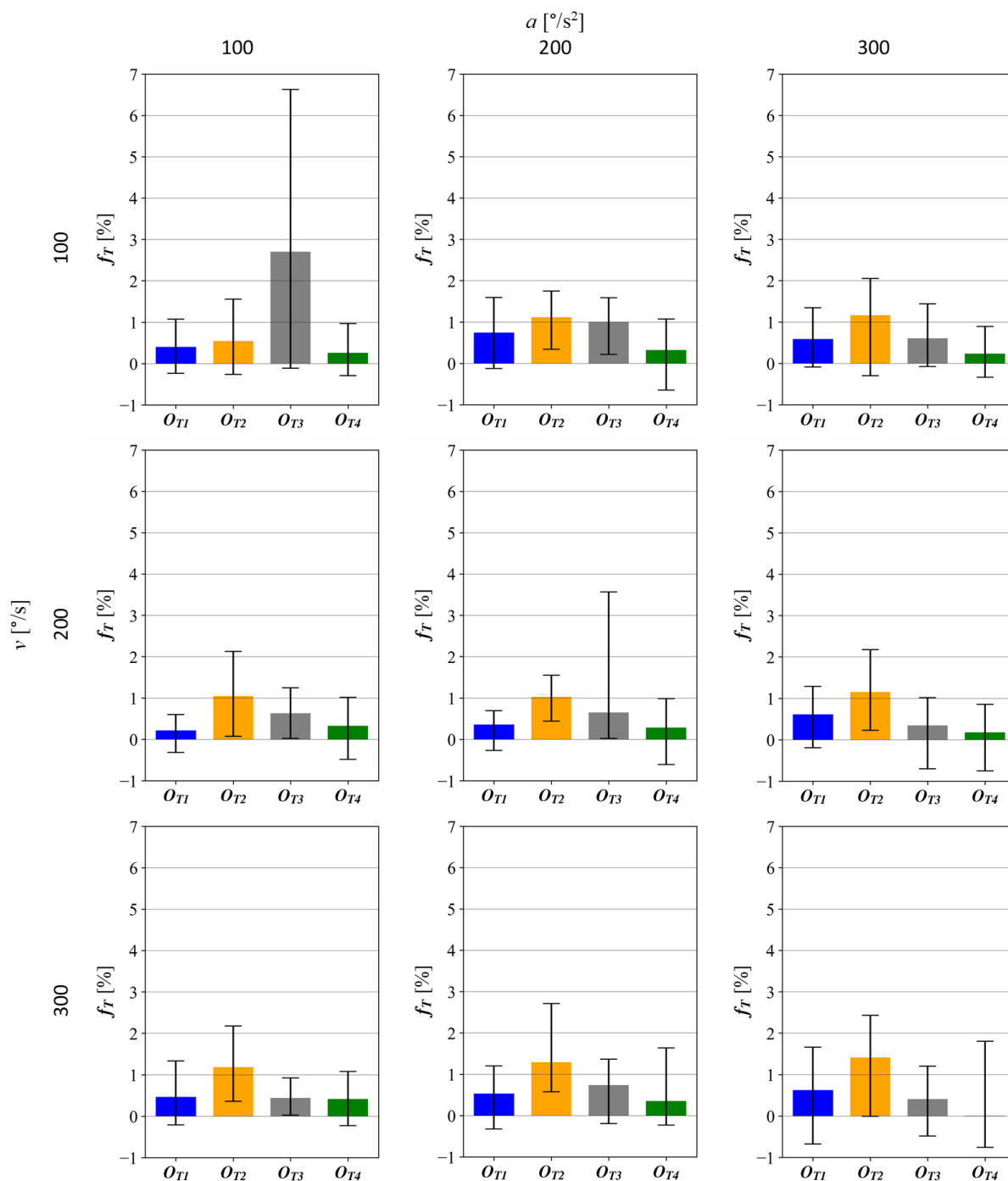
Rys. 73. Średnia wartość siły nacisku szczęk  $F_{Psr}$  na poszczególne obiekty  $O_T$  w trakcie ruchu horyzontalnego, z zaznaczeniem rozpiętości wartości pomiarów

Poniżej zdefiniowano średnią procentową zmianę wartości siły  $f_T$ , występującej w trakcie ruchu poziomego, jako wskaźnik wyrażony następującym wzorem:

$$f_T = \frac{\sum_{i=1}^{16} \frac{F_{P_i}(2 s) - F_{P_i}(3 s)}{F_{P_i}(2 s)} \cdot 100 \%}{16} \quad (7.1)$$

gdzie:  $F_{P_i}(2 s)$  to wartość zarejestrowanej siły nacisku szczęk w 2 sekundzie ruchu, a  $F_{P_i}(3 s)$  to wartość zarejestrowanej siły nacisku szczęk w 3 sekundzie ruchu, zgodnie z rysunkiem 72.

Odstęp pomiędzy punktami pomiarowymi wynoszący 1 sekundę został dobrany doświadczalnie, na podstawie zarejestrowanych przebiegów. Różnica wartości sił w tych dwóch punktach jest dzielona przez wartość siły w 2 sekundzie ruchu. Suma tych zmian jest dzielona przez liczbę przebiegów dając wartość średniej arytmetycznej. Uzyskane w ten sposób wartości przedstawiono na rysunku 74.



Rys. 74. Współczynnik średniej zmiany siły nacisku szczęk w trakcie ruchu horyzontalnego  $f_T$  wyrażony w procentach dla poszczególnych obiektów  $O_T$ , z zaznaczeniem rozpiętości wartości pomiarów

Chwytnak z poduszkami MR cechuje się dobrą powtarzalnością i niezawodnością przenoszenia obiektów o zdefiniowanych geometriach, przedstawionych na rysunku 69. Pośród badanych próbek najlepsze rezultaty uzyskano przy przenoszeniu obiektów płaskich ( $O_{T4}$ ), dla których uzyskano najwyższą powtarzalność oraz stałość nacisku szczęk. Nieznacznie słabsze rezultaty uzyskano dla obiektu  $O_{T1}$ , charakteryzującego się zaokrąglonymi ścianami. Proces przenoszenia obiektu  $O_{T2}$  charakteryzował się powtarzalnością porównywalną z procesem przenoszenia obiektu  $O_{T1}$ , przy czym uzyskano dla niego najniższe wartości średnie siły nacisku. Dla obiektu  $O_{T3}$  przy  $a$  równym  $100\text{ }^\circ/\text{s}^2$  i  $v$  równym  $100\text{ }^\circ/\text{s}$  uzyskano sześć przebiegów, przy których znacząco obniżyła się siła nacisku szczęk (rys. 74). Nie była to jednak powtarzająca się tendencja, więc można je uznać za wartości odstające. Wartości współczynnika  $f_T$  potwierdzają obserwacje wyników pomiaru siły wyciągania obiektów ze szczęk. Maksymalna wartość siły w przypadku poduszek z cieczą MR, narastała stopniowo. Możliwy jest zatem ruch obiektu w ucisku poduszki, o małym zakresie, który charakteryzuje się wartościami rzędu 2 - 3 mm (rys. 64). Poduszka MR w zestawieniu z chwytnikiem o szczękach płaskich, działa bardzo dobrze. Jak już wcześniej wspomniano, tylko obiekt  $O_{T2}$  stanowił wyzwanie przy chwytniku szczękami płaskimi, które powodowały jego obracanie. Poduszki MR umożliwiają chwycenie tego obiektu bez konieczności zmiany jego orientacji.



## 8. Podsumowanie i wnioski

W ramach niniejszej pracy przeprowadzono szereg badań symulacyjnych i eksperymentalnych dotyczących możliwości wykorzystania cieczy MR, w elastycznej poduszce, w chwytaku szczękowym. Wyniki przeprowadzonych badań pokazują, że zastosowanie cieczy MR zwiększa skuteczność chwytu różnych obiektów.

Przegląd literatury wykazał brak publikacji przedstawiających zarówno konstrukcję, modelowanie i badania oraz zastosowania w robocie, chwytaków o konstrukcji międko-sztywnej, w których zastosowano poduszki z TPU wypełnione cieczą magnetoreologiczną.

W niniejszej pracy, w ramach przeglądu stanu wiedzy, przedstawiono dotychczasowe rozwiązania chwytaków wykorzystujących cieczy MR. Określono potencjalne źródła pola magnetycznego, które mogą być zastosowane do aktywacji cieczy MR, tj. do zmiany jej parametrów. W rozdziale czwartym, zaproponowano konstrukcję chwytaka i poduszki. Przeprowadzono rozpoznanie w zakresie możliwości użycia elektromagnesu oraz magnesu trwałego w projektowanym chwytaku. Stwierdzono, że te drugie charakteryzują się zdolnością do generowania zdecydowanie silniejszego pola magnetycznego w porównaniu do elektromagnesów tego samego gabarytu.

Na podstawie danych dostępnych w literaturze i przeprowadzonych doświadczeń z dostępnymi źródłami pola magnetycznego, dokonano wstępnej selekcji konkretnych elektromagnesów i magnesów trwałych. Opracowano modele MES obwodu magnetycznego poduszki chwytaka, dla różnych źródeł pola magnetycznego. Przeprowadzono analizy wpływu źródła pola magnetycznego na rozkład indukcji magnetycznej w obwodzie magnetycznym, a w szczególności w poduszce z cieczą MR. Przeprowadzone badania symulacyjne i eksperymentalne obwodu magnetycznego i konstrukcji chwytaka wykazały, że lepsze rezultaty można uzyskać przy zastosowaniu w poduszce magnesów trwałych. W szczególności, ich masa była znacząco mniejsza od masy elektromagnesów. Wytypowano magnesy trwałe, które najlepiej nadają się do zastosowania. Na tym etapie realizacji dysertacji przygotowano także dwa zgłoszenia patentowe, których tematyka obejmowała rozwiązania konstrukcyjne szczęki z elastyczną poduszką wypełnioną cieczą MR. Kluczowym, dla dobrego działania opracowanego chwytaka jest, aby naprężenia ścinające w cieczy MR były duże, gdy magnes trwały jest blisko poduszki i możliwie małe, gdy jest oddalony. Pozwala to uzyskać „międkość” poduszki, gdy obiekt jest w jej obszarze, co z kolei umożliwia dostosowanie się jej kształtu do obiektu. Po zamknięciu szczęk i wprowadzeniu pola magnetycznego do objętości poduszki, powinno nastąpić możliwie duże usztywnienie cieczy MR, zapewniające stabilniejszy chwyt. Zaproponowano dwie geometrie poduszki. Pierwsza opierała się na strategii zapewnienia grubości ścian o szerokości trzech warstw w przekroju poprzecznym całego sklepienia. Druga została zaprojektowana w oparciu o strategię zapewnienia równej grubości ścianki sklepienia, wynoszącej około 0,64 mm. Szczególnie problematyczne było zwieńczenie sklepienia poduszki,

w którym pojawiały się często małe otwory lub rozwarstwienia. Nieciągłości warstw wydruku powodowały utratę szczelności, która jest kluczowa w tej aplikacji. Zwrócono uwagę na higroskopijność TPU, która wpływa na żywotność samych poduszek oraz wymaga wstępnego przygotowania filamentu przed wydrukiem (m.in. wysuszenie). Innym kluczowym parametrem wydruku poduszek było zastosowanie losowego szwu, powstającego w wyniku przejścia dyszy do kolejnej warstwy w osi pionowej. W ramach pracy omówiono również sposób napełniania poduszek cieczą MR za pomocą strzykawki. Potencjalnie rozwiązaniem to wymaga większej uwagi przy prowadzeniu dalszych prac nad poduszką MR. Szczególnie problematyczne jest zachowanie czystości podstawy poduszki po napełnieniu i usuwaniu powietrza z wnętrza. Przedstawiona metoda generuje bardzo grubą warstwę rzędu 1,6 mm oddzielającą ciecz MR od źródła pola magnetycznego. Zmniejszenie jej przekroju wpłynie pozytywnie na efektywność rozwiązania, co przedstawiają również badania symulacyjne. Krótkiej analizie poddano ponadto matematyczny opis chwytania obiektów przez chwytaki oparte o poduszki. Sytuacje te są bardzo trudne do odtworzenia w warunkach eksperymentalnych. W przypadku tego typu rozwiązań istnieje zbyt dużo możliwych do uzyskania kombinacji położenia obiektu chwytanego względem osi poduszki. Kolejną część dysertacji obejmowała badania eksperymentalne poduszek. Badaniom poddano zarówno poduszki przed, jak i po napełnieniu cieczą MR. W tym celu przygotowano kilka konfiguracji stanowisk badawczych. Zmierzono siłę potrzebną do odkształcenia poduszek. Wykonano eksperymentalne badania sił występujących przy wyciąganiu różnych obiektów ze szczęk. Podobne badania przeprowadzono także przy zastosowaniu szczęk płaskich oraz wypełnionych powietrzem. Pozwoliło to na porównanie ich z zaproponowaną poduszką wypełnioną cieczą MR. Wyniki badań pozwoliły określić skuteczność zastosowania cieczy MR w poduszkach chwytaka. Szczególną uwagę skierowano na pokazanie różnic, między siłami występującymi przy wyciąganiu obiektów ze szczęk, przy braku i po wprowadzeniu pola magnetycznego do objętości poduszki. Dla najlepszych poduszek zmierzono, że po zastosowaniu pola magnetycznego, siła potrzebna do wyciągnięcia obiektu ze szczęk, była dwa razy większa od siły występującej, gdy nie wprowadzono pola magnetycznego w objętość poduszki. Można zatem stwierdzić, że uzyskiwane siły wyciągania chwyconych obiektów ze szczęk z poduszkami MR, przez które przechodzi pole magnetyczne, są porównywalne z siłami występującymi przy zastosowaniu szczęk sztywnych. Ponadto, miękka poduszka adaptując się do kształtu obiektu, zwiększa powierzchnię styku. Wpływa to na ciśnienie wywierane na ściany obiektu, przy takiej samej sile przyłożonej przez szczęki. Można wobec tego stwierdzić, że opracowane w ramach niniejszej rozprawy szczęki, pozwalają na chwytanie i przenoszenie obiektów kruchych. W ostatnim etapie wykonanych prac sprawdzono działanie chwytaka szczękowego z poduszkami MR, na rzeczywistym manipulatorze. W celu oceny tego chwytaka skorzystano z metody pomiaru skuteczności przenoszenia obiektów, przedstawionej w [76]. Rozszerzono ją o pomiar siły nacisku szczęk na transportowany obiekt. Podano wzór pozwalający określić powtarzalność przenoszenia obiektów. Badania pokazały, że zbudowany chwytak

z poduszkami MR, uzyskiwał najlepsze rezultaty przy przenoszeniu obiektów o kształtach płaskich i zaokrąglonych. Pomiar siły nacisku w trakcie ruchu, pozwolił zarejestrować zmiany widoczne w przypadku obiektów o ostrych krawędziach. Pomimo, że wszystkie próby przenoszenia były udane, to zauważono tendencję do spadku wartości siły nacisku szczęk działającej na obiekt o ostrych krawędziach, w trakcie ruchu poziomego. Przy zastosowaniu poduszek z cieczą MR, maksymalne wartości siły oporu, występujące przy wysuwaniu, uzyskiwane są stopniowo w trakcie przemieszczenia obiektu w szczękach. Istnieje pewien zakres ruchu w kierunku wysuwania, w którym obiekt może się dość swobodnie poruszać (będąc w lekkim ucisku poduszki), zanim przemieści się w kierunku lokalnego obszaru, w którym występuje większa sztywność cieczy MR wewnątrz poduszki. Ta cecha zaproponowanego rozwiązania jest pozytywna, ponieważ istnieje pewien zakres, w którym obiekt znajduje się w ucisku i nie zostanie uszkodzony w trakcie przenoszenia. Bardzo ważną zaletą zastosowania poduszki z cieczą MR jest jej adaptacyjność do kształtu chwytanego obiektu, która pozwalała na ich chwycenie w niemalże dowolnej orientacji. Przejawia się ona również widoczną histerezą w próbach zagłębiania trzpienia. Poduszka z cieczą MR po wprowadzeniu pola magnetycznego „zapamiętuje” kształt wgłębniaka.

Przeprowadzone badania potwierdzają hipotezę postawioną w rozdziale 3.2 to znaczy, że sterowanie za pomocą pola magnetycznego właściwościami cieczy magnetoreologicznej znajdującej się w poduszkach wykonanych z termoplastycznego poliuretanu, umiejscowionych na szczękach chwytaka, za pomocą mechanizmu składającego się z magnesu trwałego oraz sprężyn, zwiększy siłę wyciągania chwyconego obiektu, a tym samym poprawi udźwieg chwytaka.

Realizacja założonych celów pośrednich została omówiona w następujących rozdziałach:

1. Przeprowadzenie badań symulacyjnych źródła pola magnetycznego i rozkładu tego pola w poduszce chwytaka, w stanie odkształcenia i braku odkształcenia poduszki (rozdziały 4.1 i 4.4). W ramach tego celu przedstawiono źródła pola magnetycznego (rys. 12), przedstawiono wyniki badań eksperymentalnych i symulacyjnych rozkładu indukcji pola magnetycznego generowanego przez te źródła (rys. 14 i 15) oraz rozkładu indukcji pola magnetycznego wewnątrz poduszki (rys. 17 i 18).
2. Opracowanie elastycznej poduszki z cieczą MR, przeanalizowanie wariantu geometrii poduszki pod kątem innowacyjnego zastosowania druku 3D i materiałów elastycznych (rozdziały 5.1 i 5.3). W ramach pracy przedstawiono dwie geometrie poduszki (rys. 37), przedstawiono proces projektowania, wytwarzania (rys. 42) oraz napełniania poduszek cieczą MR (rys. 46) i szczegółowo podsumowano ich zastosowanie (tabela 6).
3. Przeprowadzenie badań siły potrzebnej do odkształcenia poduszki dla różnych jej wypełnień, geometrii i zastosowanych materiałów wykonania; zaproponowanie stanowiska pomiarowego oraz metody badania (rozdział 5.4). W ramach pracy przedstawiono stanowisko badawcze (rys. 47), na którym przeprowadzono badania poduszek wykonanych z różnych materiałów (rys. 48),

wypełnionych powietrzem i cieczami MR (rys. 49) oraz pomiary szczęk z poduszkami MR (rys. 52). Sprawdzono również powtarzalność pomiaru na zaprojektowanym stanowisku (rys. 50).

4. Zaprojektowanie i wykonanie szczęk chwytaka z poduszkami z cieczą MR, które nie wymagają dodatkowego sterowania ani źródła zasilania (rozdział 4.2). W ramach pracy doktorskiej przedstawiono konstrukcję szczęki wykorzystującej mechanizm sprężyna-magnes trwałą z poduszką wykonaną z TPU, która wypełniona jest cieczą MR (rys. 22). Przedstawiono również zasadę działania zaproponowanego rozwiązania (rys. 24) i szczegółowo podsumowano jego zastosowanie (tabela 3).

5. Przeprowadzenie badań porównawczych różnych konstrukcji szczęk chwytaka, w celu wyboru najlepszego rozwiązania; zaproponowanie stanowiska pomiarowego oraz metody badania (rozdziały 6.2 i 6.3). W ramach pracy przedstawiono stanowisko badawcze (rys. 55), na którym przeprowadzono badania siły wyciągania obiektu ze szczęk o konstrukcji sztywnej i miękkiej (rys. 59). Zbadano wpływ wprowadzenia pola magnetycznego do cieczy MR znajdującej się w poduszce (rys. 63), zestawiono wyniki pomiarów różnych konstrukcji szczęk (rys. 64) i zaproponowano wskaźnik siły wyciągania obiektu (rys. 66).

6. Przeprowadzenie badań aplikacyjnych zbudowanego chwytaka z poduszkami z cieczą MR na robocie UR3e, w celu określenia skuteczności przenoszenia obiektów przez chwytak. (rozdział 7.2). W ramach pracy przeprowadzono badania przenoszenia różnych obiektów (rys. 69 i 70), po określonej trajektorii (rys. 68), podczas których rejestrowano siłę nacisku szczęk na transportowany obiekt (rys. 71). Określono stabilność chwytu jako wskaźnik średniej zmiany siły nacisku szczęk w trakcie ruchu poziomego (rys. 74).

Szczęki z poduszkami MR zaprojektowano i przygotowano do zastosowania w chwytaku Robotiq 2F-140. Mogą one być również użyte w każdym chwytaku szczękowym, o odpowiednio dużym zakresie rozwarcia szczęk. Masa oryginalnej szczęki chwytaka Robotiq 2F-140 wynosi 32,17 g, natomiast zaproponowanej szczęki w konfiguracji z rysunku 22 wynosi 58,54g (z uchwytem magnetycznym MH25). Ma to szczególnie znaczenie przy robotach o małym udźwigu np. UR3e. Wykonane badania pokazały, że zaproponowane w niniejszej pracy zastosowanie poduszek z cieczą MR ma duży potencjał aplikacyjny i po wprowadzeniu pewnych modyfikacji, możliwe jest jego zastosowanie w warunkach przemysłowych. Rezultaty, uzyskane podczas realizacji pracy doktorskiej, mogą mieć wpływ na rozwój projektowania chwytaków o rozszerzonych właściwościach, znajdujących potencjał w takich dziedzinach jak: bioinżynieria, robotyka czy inżynieria precyzyjna.

Na podstawie badań przeprowadzonych w ramach dysertacji opublikowano 4 artykuły naukowe, uzyskano 1 patent oraz przygotowano zgłoszenie drugiego wynalazku. Realizacja projektu była finansowana między innymi ze środków Narodowego Centrum Nauki w ramach projektu Preludium-20, którego autor dysertacji jest kierownikiem.

## 9. Bibliografia

- [1] Rainbow, J. (1951). Magnetic fluid torque and force transmitting device (Patent No. US2575360A). U.S. PATENT.
- [2] Milecki, A. (2010) 'Ciecze elektro- i magnetoreologiczne oraz ich zastosowania w technice', ISSN: 978-83-7143-872-1.
- [3] Mardle, P. and Du, S. (2022) 'Introduction to materials for PEMFC electrodes', w *Encyclopedia of Smart Materials*. Elsevier, pp. 242–255. doi: 10.1016/b978-0-12-815732-9.00010-3.
- [4] Carlson, J. D., & Jolly, M. R. (2000). MR fluid, foam and elastomer devices. *Mechatronics*, 10(4-5), 555–569. doi:10.1016/s0957-4158(99)00064-1
- [5] Olabi, A. G. and Grunwald, A. (2007) 'Design and application of magneto-rheological fluid', *Materials in engineering*. Elsevier BV, 28(10), pp. 2658–2664. doi: 10.1016/j.matdes.2006.10.009.
- [6] Genc, S. (2022) 'Experimental studies on magnetorheological fluids', w *Encyclopedia of Smart Materials*. Elsevier, pp. 248–259. doi: 10.1016/b978-0-12-803581-8.12095-8.
- [7] Salloom, M. Y. (2022) 'Modeling behavior of magnetorheological fluids', w *Encyclopedia of Smart Materials*. Elsevier, pp. 224–236. doi: 10.1016/b978-0-12-803581-8.12105-8.
- [8] Jolly, M. R., Bender, J. W. and Carlson, J. D. (1999) 'Properties and applications of commercial magnetorheological fluids', *Journal of intelligent material systems and structures*. SAGE Publications, 10(1), pp. 5–13. doi: 10.1177/1045389x9901000102.
- [9] Dassisti, M. and Brunetti, G. (2022) 'Introduction to Magnetorheological Fluids', w *Encyclopedia of Smart Materials*. Elsevier, pp. 187–202. doi: 10.1016/b978-0-12-803581-8.11744-8.
- [10] Hu, G. et al. (2020) 'Development and evaluation of a MR damper with enhanced effective gap lengths', *IEEE access: practical innovations, open solutions*. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), 8, pp. 156347–156361. doi: 10.1109/access.2020.3019385.
- [11] Dassisti, M., Olabi, A.-G. and Brunetti, G. (2022) 'Application of magnetorheological fluids (MRF) in a suspension system', in *Encyclopedia of Smart Materials*. Elsevier, pp. 269–283. doi: 10.1016/b978-0-12-815732-9.00085-1.

- [12] Desai, R.M.; Jamadar, M.E.H.; Kumar, H.; Joladarashi, S.; Rajasekaran, S.C.; Amarnath, G. Evaluation of a Commercial MR Damper for Application in Semi-Active Suspension. *SN Appl. Sci.* 2019, 1, 993, doi:10.1007/s42452-019-1026-y.
- [13] Jo, B.-H.; Jang, D.-S.; Hwang, J.-H.; Choi, Y.-H. Experimental Validation for the Performance of MR Damper Aircraft Landing Gear. 2021, 15, doi:10.3390/aerospace8090272.
- [14] Pisetskiy, S.; Kermani, M.R. Development of MR Clutch for a Prospective 5 DOF Robot. In *Proceedings of the 2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*; IEEE: Madrid, Spain, October 2018; pp. 5900–5905, doi:10.1109/IROS.2018.8593582.
- [15] Bosioc, A.I. Experimental Investigations of a MR Clutch for a Centrifugal Pump. 11, doi:10.1007/978-3-030-02257-0\_19.
- [16] Park, J.-Y.; Oh, J.-S.; Kim, Y.-C. Design and Control of Multi-Plate MR Clutch Featuring Friction and Magnetic Field Control Modes. 2022, 22, doi:10.3390/s22051757.
- [17] Ma, L.; Yu, L.; Song, J.; Xuan, W.; Liu, X. Design, Testing and Analysis of a Novel Multiple-Disc Magnetorheological Braking Applied in Vehicles.; April 14 2015; pp. 2015-01–0724, doi:10.4271/2015-01-0724.
- [18] Abdel-Wahab, A.A.; Murmu, T.; Olabi, A.-G. Applications of Magnetorheological (MR) Fluids in the Biomedical Field. In *Encyclopedia of Smart Materials*; Elsevier, 2018; pp. 284–307 ISBN 978-0-12-815733-6, doi:10.1016/B978-0-12-803581-8.11318-9.
- [19] Oh, J.-S. Design of a 4-DOF MR Haptic Master for Application to Robot Surgery: Virtual Environment Work. *Smart Mater. Struct.* 2014, 13, doi:10.1088/0964-1726/23/9/095032.
- [20] Najmaei, Nima, "Design of a Haptic Interface for Medical Applications using Magneto-Rheological Fluid based Actuators" (2014). *Electronic Thesis and Dissertation Repository.* 2534.
- [21] Senkal, D. Haptic Joystick with Hybrid Actuator Using Air Muscles and Spherical MR-Brake. 2011, 10, doi:10.1016/j.mechatronics.2011.03.001.
- [22] Herr, H. and Wilkenfeld, A. (2003) 'User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee', *The Industrial robot. Emerald*, 30(1), pp. 42–55. doi: 10.1108/01439910310457706.
- [23] Ma, H. Design and Testing of a Regenerative Magnetorheological Actuator for Assistive Knee Braces. *Smart Mater. Struct.* 2017, 14, doi:10.1088/1361-665x/aa57c5.
- [24] Seid, S.; Chandramohan, S.; Sujatha, S. Optimal Design of an MR Damper Valve for Prosthetic Knee Application. *J Mech Sci Technol* 2018, 32, 2959–2965, doi:10.1007/s12206-018-0552-7.

- [25] Özsoy, K.; Usal, M.R. A Mathematical Model for the Magnetorheological Materials and Magneto Rheological Devices. *Engineering Science and Technology, an International Journal* 2018, 21, 1143–1151, doi:10.1016/j.jestech.2018.07.019.
- [26] Lucking Bigué, J.-P.; Charron, F.; Plante, J.-S. Understanding the Super-Strong Behavior of Magnetorheological Fluid in Simultaneous Squeeze-Shear with the Péclet Number. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* 2015, 26, 1844–1855, doi:10.1177/1045389X15577657.
- [27] Kubik, M., Machacek, O., Strecker, Z., Roupec, J., Novak, P., Mazurek, I. Transient Magnetic Model of Magnetorheological Damper and Its Experimental Verification. *MATEC Web Conf.* 2018, 153, 06002, doi:10.1051/mateconf/201815306002.
- [28] Strona internetowa z dokumentacją producenta cieczy MR LORD Corporation. Dostęp: 23.09.2023, URL: [https://lordfulfillment.com/pdf/44/DS7012\\_MRF-140CGMRFluid.pdf](https://lordfulfillment.com/pdf/44/DS7012_MRF-140CGMRFluid.pdf)
- [29] Strona internetowa z dokumentacją producenta cieczy MR Arus MR Tech. Dostęp: 23.09.2023, URL: <https://secureservercdn.net/160.153.138.114/1jc.c8f.myftpupload.com/wp-content/uploads/2021/11/RHEOTEC.pdf>
- [30] Strona internetowa z dokumentacją producenta cieczy MR LORD Corporation. Dostęp: 23.09.2023, URL: [https://lordfulfillment.com/pdf/44/DS7030\\_MRF-126LFMRFluid.pdf](https://lordfulfillment.com/pdf/44/DS7030_MRF-126LFMRFluid.pdf)
- [31] Dadic, M.; Jurcevic, M.; Malaric, R. Approximation of the Nonlinear B-H Curve by Complex Exponential Series. *IEEE Access* 2020, 8, 49610–49616, doi:10.1109/ACCESS.2020.2979866.
- [32] Pilch, Z.; Domin, J. (2018). Conception of the throttle-return valve for the magnetorheological fluid. *Archives of Electrical Engineering*, 67(1), 37-49, doi:10.24425118990
- [33] Mazurek, I.; Roupec, J.; Klapka, M.; Strecker, Z. Load and Rheometric Unit for the Test of Magnetorheological Fluid. *Meccanica* 2013, 48, 631–641, doi:10.1007/s11012-012-9620-8.
- [34] Rahman, A. and Al-Jumaily, A. (2013) ‘Design and development of a bilateral therapeutic hand device for stroke rehabilitation’, *International journal of advanced robotic systems*. SAGE Publications, 10(12), p. 405. doi: 10.5772/56809.
- [35] Hughes, J.; Culha, U.; Giardina, F.; Guenther, F.; Rosendo, A.; Iida, F. Soft Manipulators and Grippers: A Review. *Front. Robot. AI* 2016, 3, doi:10.3389/frobt.2016.00069.
- [36] Shintake, J.; Cacucciolo, V.; Floreano, D.; Shea, H. Soft Robotic Grippers. *Adv. Mater.* 2018, 30, 1707035, doi:10.1002/adma.201707035.
- [37] Park, W.; Seo, S.; Bae, J. A Hybrid Gripper With Soft Material and Rigid Structures. *IEEE Robot. Autom. Lett.* 2019, 4, 65–72, doi:10.1109/LRA.2018.2878972.

- [38] Wang, Z.; Or, K.; Hirai, S. A Dual-Mode Soft Gripper for Food Packaging. *Robotics and Autonomous Systems* 2020, 125, 103427, doi:10.1016/j.robot.2020.103427.
- [39] Pagoli, A.; Chapelle, F.; Corrales, J.A.; Mezouar, Y.; Lapusta, Y. A Soft Robotic Gripper With an Active Palm and Reconfigurable Fingers for Fully Dexterous In-Hand Manipulation \*. *IEEE Robot. Autom. Lett.* 2021, 6, 7706–7713, doi:10.1109/LRA.2021.3098803.
- [40] Zhou, J.; Chen, S.; Wang, Z. A Soft-Robotic Gripper With Enhanced Object Adaptation and Grasping Reliability. *IEEE Robot. Autom. Lett.* 2017, 2, 2287–2293, doi:10.1109/LRA.2017.2716445.
- [41] Yang, Y.; Chen, Y. 3D Printing of Smart Materials for Robotics with Variable Stiffness and Position Feedback. In *Proceedings of the 2017 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*; IEEE: Munich, Germany, July 2017; pp. 418–423, doi:10.1109/AIM.2017.8014053.
- [42] Tawk, C.; Mutlu, R.; Alici, G. A3D Printed Modular Soft Gripper for Conformal Grasping. In *Proceedings of the 2020 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*; IEEE: Boston, MA, USA, July 2020; pp. 583–588, doi:10.1109/AIM43001.2020.9158818.
- [43] Tawk, C.; Gao, Y.; Mutlu, R.; Alici, G. Fully 3D Printed Monolithic Soft Gripper with High Conformal Grasping Capability. In *Proceedings of the 2019 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*; IEEE: Hong Kong, China, July 2019; pp. 1139–1144, doi:10.1109/AIM.2019.8868668.
- [44] Salem, M.E.M.; Wang, Q.; Wen, R.; Xiang, M. Design and Characterization of Soft Pneumatic Actuator for Universal Robot Gripper. In *Proceedings of the 2018 International Conference on Control and Robots (ICCR)*; IEEE: Hong Kong, September 2018; pp. 6–10, doi:10.1109/ICCR.2018.8534483.
- [45] Sun, K.; Tian, Y. Numerical Investigation of a Bioinspired Multi-Segment Soft Pneumatic Actuator for Grasping Applications. *Materials Today Communications* 2022, 31, 103449, doi:10.1016/j.mtcomm.2022.103449.
- [46] Amend, J.R.; Brown, E.; Rodenberg, N.; Jaeger, H.M.; Lipson, H. A Positive Pressure Universal Gripper Based on the Jamming of Granular Material. *IEEE Trans. Robot.* 2012, 28, 341–350, doi:10.1109/TRO.2011.2171093.
- [47] Nishida, T.; Shigehisa, D.; Kawashima, N.; Tadakuma, K. Development of Universal Jamming Gripper with a Force Feedback Mechanism. In *Proceedings of the 2014 Joint 7th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems (SCIS) and 15th International*



- Symposium on Advanced Intelligent Systems (ISIS); IEEE: Kita-Kyushu, Japan, December 2014; pp. 242–246, doi:10.1109/SCIS-ISIS.2014.7044693.
- [48] Wang, Y.; Yang, Z.; Zhou, H.; Zhao, C.; Barimah, B.; Li, B.; Xiang, C.; Li, L.; Gou, X.; Luo, M. Inflatable Particle-Jammed Robotic Gripper Based on Integration of Positive Pressure and Partial Filling. *Soft Robotics* 2022, 9, 309–323, doi:10.1089/soro.2020.0139.
- [49] Brown, E.; Rodenberg, N.; Amend, J.; Mozeika, A.; Steltz, E.; Zakin, M.R.; Lipson, H.; Jaeger, H.M. Universal Robotic Gripper Based on the Jamming of Granular Material. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 2010, 107, 18809–18814, doi:10.1073/pnas.1003250107.
- [50] Tsugami, Y.; Nishida, T. Simple Structured Gripper Using Electromagnet and Permanent Magnet. 2017, 5.
- [51] Zhu, T.; Yang, H.; Zhang, W. A Spherical Self-Adaptive Gripper with Shrinking of an Elastic Membrane. In *Proceedings of the 2016 International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM)*; IEEE: Macau, China, August 2016; pp. 512–517, doi:10.1109/ICARM.2016.7606973.
- [52] Zhang, P.; Chen, W.; Tang, B. Design and Feasibility Tests of a Lightweight Soft Gripper for Compliant and Flexible Envelope Grasping. *Soft Robotics* 2022, 9, 376–385, doi:10.1089/soro.2020.0156.
- [53] Daler, L.; Klaptocz, A.; Briod, A.; Sitti, M.; Floreano, D. A Perching Mechanism for Flying Robots Using a Fibre-Based Adhesive. In *Proceedings of the 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*; IEEE: Karlsruhe, Germany, May 2013; pp. 4433–4438, doi:10.1109/ICRA.2013.6631206.
- [54] 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.
- [55] Monkman, G. J. (1992) ‘Compliant robotic devices, and electroadhesion’, *Robotica*. Cambridge University Press (CUP), 10(2), pp. 183–185. doi: 10.1017/s0263574700007608.
- [56] Yue, T.; Si, W.; Partridge, A.J.; Yang, C.; Conn, A.T.; Bloomfield-Gadelha, H.; Rossiter, J. A Contact-Triggered Adaptive Soft Suction Cup. *IEEE Robot. Autom. Lett.* 2022, 7, 3600–3607, doi:10.1109/LRA.2022.3147245.
- [57] Li, S.; Stampfli, J.J.; Xu, H.J.; Malkin, E.; Diaz, E.V.; Rus, D.; Wood, R.J. A Vacuum-Driven Origami “Magic-Ball” Soft Gripper. In *Proceedings of the 2019 International Conference on*

- Robotics and Automation (ICRA); IEEE: Montreal, QC, Canada, May 2019; pp. 7401–7408, doi:10.1109/ICRA.2019.8794068.
- [58] Terrile, S.; Argüelles, M.; Barrientos, A. Comparison of Different Technologies for Soft Robotics Grippers. *Sensors* 2021, 21, 3253, doi:10.3390/s21093253.
- [59] Choi, H.; Koç, M. Design and Feasibility Tests of a Flexible Gripper Based on Inflatable Rubber Pockets. *International Journal of Machine Tools and Manufacture* 2006, 46, 1350–1361, doi:10.1016/j.ijmachtools.2005.10.009.
- [60] Guo, M.; Gealy, D.V.; Liang, J.; Mahler, J.; Goncalves, A.; McKinley, S.; Ojea, J.A.; Goldberg, K. Design of Parallel-Jaw Gripper Tip Surfaces for Robust Grasping. In *Proceedings of the 2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*; May 2017; pp. 2831–2838, doi:10.1109/ICRA.2017.7989330.
- [61] Müller, A.; Aydemir, M.; Glodde, A.; Dietrich, F. Design Approach for Heavy-Duty Soft-Robotic-Gripper. *Procedia CIRP* 2020, 91, 301–305, doi:10.1016/j.procir.2020.02.180.
- [62] van Assenbergh, P.; Culmone, C.; Breedveld, P.; Dodou, D. Implementation of Anisotropic Soft Pads in a Surgical Gripper for Secure and Gentle Grip on Vulnerable Tissues. *Proc Inst Mech Eng H* 2021, 235, 255–263, doi:10.1177/0954411920971400.
- [63] Maruyama, R.; Watanabe, T.; Uchida, M. Delicate Grasping by Robotic Gripper with Incompressible Fluid-Based Deformable Fingertips. In *Proceedings of the 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*; November 2013; pp. 5469–5474, doi:10.1109/IROS.2013.6697148.
- [64] Nishimura, T.; Suzuki, Y.; Tsuji, T.; Watanabe, T. Fluid Pressure Monitoring-Based Strategy for Delicate Grasping of Fragile Objects by A Robotic Hand with Fluid Fingertips. *Sensors* 2019, 19, 782, doi:10.3390/s19040782.
- [65] Loh, L.Y.W.; Gupta, U.; Wang, Y.; Foo, C.C.; Zhu, J.; Lu, W.F. 3D Printed Metamaterial Capacitive Sensing Array for Universal Jamming Gripper and Human Joint Wearables. *Adv. Eng. Mater.* 2021, 2001082, doi:10.1002/adem.202001082.
- [66] Cramer, J.; Cramer, M.; Demeester, E.; Kellens, K. Exploring the Potential of Magnetorheology in Robotic Grippers. *Procedia CIRP* 2018, 76, 127–132, doi:10.1016/j.procir.2018.01.038.
- [67] Kashima, S.; Miyasaka, F.; Hirata, K. Novel Soft Actuator Using Magnetorheological Elastomer. *IEEE Trans. Magn.* 2012, 48, 1649–1652, doi:10.1109/TMAG.2011.2173669.

- [68] Lanzetta, M.; Iagnemma, K. Gripping by Controllable Wet Adhesion Using a Magnetorheological Fluid. *CIRP Annals* 2013, 62, 21–25, doi:10.1016/j.cirp.2013.03.002.
- [69] Pettersson, A.; Davis, S.; Gray, J.O.; Dodd, T.J.; Ohlsson, T. Design of a Magnetorheological Robot Gripper for Handling of Delicate Food Products with Varying Shapes. *Journal of Food Engineering* 2010, 98, 332–338, doi:10.1016/j.jfoodeng.2009.11.020.
- [70] Nishida, T.; Okatani, Y.; Tadakuma, K. Development of Universal Robot Gripper Using MR $\alpha$  Fluid. *Int. J. Human. Robot.* 2016, 13, 1650017, doi:10.1142/S0219843616500171.
- [71] Lord Corporation [Cary, N.C. ]. (1996). Magnetorheological fluid composite structures (Patent No. US005547049A). U.S. Patent.
- [72] Cassar, D.J.; Saliba, M.A. A Force Feedback Glove Based on Magnetorheological Fluid: Preliminary Design Issues. In *Proceedings of the Melecon 2010 - 2010 15th IEEE Mediterranean Electrotechnical Conference*; IEEE: Valletta, Malta, 2010; pp. 618–623, doi:10.1109/MELCON.2010.5476012.
- [73] Nguyen, Q.H.; Choi, S.B.; Lee, Y.S.; Han, M.S. Optimal Design of a New 3D Haptic Gripper for Telemanipulation, Featuring Magnetorheological Fluid Brakes. *Smart Mater. Struct.* 2013, 22, 015009, doi:10.1088/0964-1726/22/1/015009.
- [74] Somlor, S.; Aguirre Dominguez, G.; Schmitz, A.; Kamezaki, M.; Sugano, S. A Haptic Interface with Adjustable Stiffness Using MR Fluid. In *Proceedings of the 2015 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*; IEEE: Busan, July 2015; pp. 1132–1137, doi:10.1109/AIM.2015.7222692.
- [75] Liu, Q.; Jing, T.; Mo, A.; Xu, X.; Zhang, W. A Novel Robot Hand with the Magneto-Rheological Fluid Solidification. In *Proceedings of the 2015 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*; IEEE: Zhuhai, December 2015; pp. 2495–2500, doi:10.1109/ROBIO.2015.7419714.
- [76] Tsugami, Y.; Barbie, T.; Tadakuma, K.; Nishida, T. Development of Universal Parallel Gripper Using Reformed Magnetorheological Fluid. In *Proceedings of the 2017 11th Asian Control Conference (ASCC)*; IEEE: Gold Coast, QLD, December 2017; pp. 778–783, doi:10.1109/ASCC.2017.8287269.
- [77] Choi, Y.T.; Hartzell, C.M.; Leps, T.; Wereley, N.M. Gripping Characteristics of an Electromagnetically Activated Magnetorheological Fluid-Based Gripper. *AIP Advances* 2018, 8, 056701, doi:10.1063/1.5006094.

- [78] Hartzell, C.M.; Choi, Y.T.; Wereley, N.M.; Leps, T.J.G. Performance of a Magnetorheological Fluid-Based Robotic End Effector. *Smart Mater. Struct.* 2019, 28, 035030, doi:10.1088/1361-665X/aafe2b.
- [79] Shembekar, S.; Kamezaki, M.; Zhang, P.; He, Z.; Tsunoda, R.; Sakamoto, H.; Sugano, S. Preliminary Development of a Powerful and Backdrivable Robot Gripper Using Magnetorheological Fluid.; Kitakyushu, Japan, October 14 2020, doi:10.22260/ISARC2020/0202.
- [80] Pisetskiy, S.; Kermani, M.R. A Concept of a Miniaturized MR Clutch Utilizing MR Fluid in Squeeze Mode. In *Proceedings of the 2020 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*; IEEE: Las Vegas, NV, USA, October 24 2020; pp. 6347–6352, doi:10.1109/IROS45743.2020.9341643.
- [81] Fernandez, M.A.; Chang, J.-Y. Design of an Adjustable Fail-Safe MRF Clutch With a Novel Field Blocking Mechanism for Robotic Applications. *IEEE Access* 2021, 9, 164912–164927, doi:10.1109/ACCESS.2021.3134707.
- [82] Koivikko, A.; Drotlef, D.-M.; Sitti, M.; Sariola, V. Magnetically Switchable Soft Suction Grippers. *Extreme Mechanics Letters* 2021, 44, 101263, doi:10.1016/j.eml.2021.101263.
- [83] Balak, R.; Mazumdar, Y.C. Bistable Valves for MR Fluid-Based Soft Robotic Actuation Systems. *IEEE Robot. Autom. Lett.* 2021, 6, 8285–8292, doi:10.1109/LRA.2021.3105687.
- [84] Zhang, M.; Chen, X.; Sun, Y.; Gan, M.; Liu, M.; Tang, S.-Y.; Zhang, S.; Li, X.; Li, W.; Sun, L. A Magnetically and Thermally Controlled Liquid Metal Variable Stiffness Material. *Adv Eng Mater* 2022, 2201296, doi:10.1002/adem.202201296.
- [85] Zhou, X.; Shu, J.; Jin, H.; Ren, H.; Ma, G.; Gong, N.; Ge, D.; Shi, J.; Tang, S.-Y.; Yun, G.; et al. Variable Stiffness Wires Based on Magnetorheological Liquid Metals. *International Journal of Smart and Nano Materials* 2022, 13, 232–243, doi:10.1080/19475411.2022.2065703.
- [86] Jolly, M.R.; Bender, J.W.; Carlson, J.D. Properties and Applications of Commercial Magnetorheological Fluids., doi:10.1117/12.310690.
- [87] Skfivan, V.; Sodomka, O.; Mach, F. Magnetically Guided Soft Robotic Grippers. In *Proceedings of the 2019 2nd IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*; IEEE: Seoul, Korea (South), April 2019; pp. 126–130, doi:10.1109/ROBOSOFT.2019.8722762.
- [88] Białek, M., Rybarczyk, D. (2020). Chwytnik szczękowy wyposażony w poduszki wypełnione cieczą inteligentną (Patent P.433368). Urząd Patentowy RP.

- [89] Białek, M., Jędrzycka, C. (2021). Szczeka chwytaka szczękowego wyposażonego w poduszkę wypełnioną cieczą inteligentną (Wniosek P.438636 złożony w Urzędzie Patentowym RP).
- [90] Białek, M.; Jędrzycka, C.; Milecki, A. Investigation of Thermoplastic Polyurethane Finger Cushion with Magnetorheological Fluid for Soft-Rigid Gripper. *Energies* 2021, 14, 6541, doi:10.3390/en14206541.
- [91] Strona internetowa producenta polimerów Igus. Dostęp: 23.09.2023, URL: <https://www.igus.pl/>
- [92] Białek, M.; Jędrzycka, C. Design and Optimization of a Magnetic Field Exciter for Controlling Magnetorheological Fluid in a Hybrid Soft-Rigid Jaw Gripper. *Energies* 2023, 16, 2299, doi:10.3390/en16052299.
- [93] Strona internetowa producenta technologii druku 3D Prusa3D. Dostęp: 23.09.2023, URL: [https://www.prusa3d.com/pl/strona/prusaslicer\\_424](https://www.prusa3d.com/pl/strona/prusaslicer_424)
- [94] Strona internetowa producenta oprogramowania Comsol. Dostęp: 23.09.2023, URL: <https://www.comsol.com/blogs/modeling-hydrostatic-pressure-fluid-deformable-container/>
- [95] Strona internetowa producenta oprogramowania Ansys. Dostęp: 23.09.2023, URL: <https://www.ansys.com/academic/students/ansys-student>
- [96] Amend, J.; Lipson, H. The JamHand: Dexterous Manipulation with Minimal Actuation. *Soft Robotics* 2017, 4, 70–80, doi:10.1089/soro.2016.0037.
- [97] Hao, Y.; Liu, Z.; Liu, J.; Fang, X.; Fang, B.; Nie, S.; Guan, Y.; Sun, F.; Wang, T.; Wen, L. A Soft Gripper with Programmable Effective Length, Tactile and Curvature Sensory Feedback. *Smart Mater. Struct.* 2020, 29, 035006, doi:10.1088/1361-665X/ab6759.
- [98] Wang, Y.; Luo, W.; Huang, J.; Peng, C.; Wang, H.; Yuan, C.; Chen, G.; Zeng, B.; Dai, L. Simplification of Hyperelastic Constitutive Model and Finite Element Analysis of Thermoplastic Polyurethane Elastomers. *Macromol. Theory Simul.* 2020, 29, 2000009, doi:10.1002/mats.202000009.
- [99] Tawk, C.; in het Panhuis, M.; Spinks, G.M.; Alici, G. Bioinspired 3D Printable Soft Vacuum Actuators for Locomotion Robots, Grippers and Artificial Muscles. *Soft Robotics* 2018, 5, 685–694, doi:10.1089/soro.2018.0021.
- [100] Strona internetowa producenta oprogramowania Ansys. Dostęp: 23.09.2023, URL: <https://courses.ansys.com/index.php/courses/structures-in-consumer-goods/lessons/simulation-of-an-air-shoe-lesson-1>
- [101] Strona internetowa producenta filamentów Print-me. Dostęp: 23.09.2023, URL: <https://print-me.pl/>

- [102] Strona internetowa producenta filamentów Fiberology. Dostęp: 23.09.2023, URL: <https://fiberology.com/pl/o-firmie>
- [103] Strona internetowa producenta filamentów Devil Design. Dostęp: 23.09.2023, URL: <https://devildesign.com>
- [104] Turekova, I.; Szabova, Z.; Chrebet, T.; Harangozo, J. The Effect of External Conditions on Ignition Temperature of Thermoplastic Polyurethane Elastomers. *AMR* 2013, 838–841, 14–17, doi:10.4028/www.scientific.net/AMR.838-841.14.
- [105] Korger, M.; Glogowsky, A.; Sanduloff, S.; Steinem, C.; Huysman, S.; Horn, B.; Ernst, M.; Rabe, M. Testing Thermoplastic Elastomers Selected as Flexible Three-Dimensional Printing Materials for Functional Garment and Technical Textile Applications. *Journal of Engineered Fibers and Fabrics* 2020, 15, doi:10.1177/1558925020924599.
- [106] Strona internetowa producenta technologii druku 3D Prusa3D. Dostęp: 23.09.2023, URL: <https://www.prusa3d.com/pl/produkt/zestaw-original-prusa-i3-mk3s-3>
- [107] Białek, M.; Rybarczyk, D. A Comparative Study of Different Fingertips on the Object Pulling Forces in Robotic Gripper Jaws. *Applied Sciences* 2023, 13, 1247, doi:10.3390/app13031247.
- [108] Strona internetowa producenta czujników Panasonic. Dostęp: 23.09.2023, URL: <https://industry.panasonic.eu/factory-automation/sensors-factory-automation/measurement-sensors/hl-g112-c5-hl-g112-c5>
- [109] Strona internetowa przedstawiciela firmy HBM Polska. Dostęp: 23.09.2023, URL: [https://www.hbm.com.pl/przetworniki\\_sily/details/U9C%201-U9C-50N.html](https://www.hbm.com.pl/przetworniki_sily/details/U9C%201-U9C-50N.html)
- [110] Strona internetowa sklepu handlującego sprężynami Sodemann. Dostęp: 23.09.2023, URL: <https://www.sodemann-sprezyny.pl/>
- [111] Zhou, J.; Chen, X.; Li, J.; Tian, Y.; Wang, Z. A Soft Robotic Approach to Robust and Dexterous Grasping. In *Proceedings of the 2018 IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*; IEEE: Livorno, April 2018; pp. 412–417, doi:10.1109/ROBOSOFT.2018.8404954.
- [112] Zhou, J.; Chen, Y.; Chen, X.; Wang, Z.; Li, Y.; Liu, Y. A Proprioceptive Bellows (PB) Actuator With Position Feedback and Force Estimation. *IEEE Robot. Autom. Lett.* 2020, 5, 1867–1874, doi:10.1109/LRA.2020.2969920.
- [113] Birglen, L. (2019) ‘Design of a partially-coupled self-adaptive robotic finger optimized for collaborative robots’, *Autonomous robots*. Springer Science and Business Media LLC, 43(2), pp. 523–538. doi: 10.1007/s10514-018-9802-x.