



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

MIKROROBOTI NA BÁZI MAGNETICKY AKTIVNÍCH ELASTOMERŮ

MAGNETICALLY ACTIVE ELASTOMERS IN ROBOTICS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Radovan Flídr

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Michal Kubík, Ph.D.

BRNO 2025

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav konstruování
Student: **Radovan Flídr**
Studijní program: Základy strojíního inženýrství
Studijní obor: Základy strojíního inženýrství
Vedoucí práce: **doc. Ing. Michal Kubík, Ph.D.**
Akademický rok: 2025/26

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Mikroroboti na bázi magneticky aktivních elastomerů

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Magneticky aktivní polymery jsou složeny z ferromagnetických mikročástic železa, které jsou spojeny elastomerem. Za pomoci externího magnetického pole lze měnit jejich tuhost, tlumení či rozměry. Míra změny rozměrů je dána velikostí magnetického pole. Zajímavou aplikací těchto materiálů jsou mikroroboti. Mikroroboti využívají tohoto materiálu k pohybu (chůzi, plavání, atd.) či uchopení předmětů a to především v bio aplikacích. Na UK FSI se chceme problematikou zabývat a je nutné se seznámit s existujícími konstrukcemi a jejich výhodami či nevýhodami.

Typ práce: vývojová – konstrukční

Cíle bakalářské práce:

Cílem této bakalářské práce je konstrukční řešení mikrorobota na bázi magneticky aktivního elastomeru.

Dílčí cíle bakalářské práce:

- popis vlastností magneticky aktivních elastomerů,
- sestavení přehledu konstrukcí mikrorobotů,
- vývoj mikrorobota za pomoci magnetických simulací.

Požadované výstupy: průvodní zpráva, výkresy součástí, fotografická dokumentace, digitální data.

Rozsah práce: cca 27 000 znaků (15 – 20 stran textu bez obrázků).

Časový plán, struktura práce a šablona průvodní zprávy jsou závazné:

<https://www.ustavkonstruovani.cz/texty/bakalarske-studium-ukonceni/>

Seznam doporučené literatury:

BIRA, Nicholas; DHAGAT, Pallavi a DAVIDSON, Joseph R. A Review of Magnetic Elastomers and Their Role in Soft Robotics. Online. Frontiers in Robotics and AI. 2020, roč. 7. ISSN 2296-9144.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2025/26

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá mikroroboty na bázi magneticky aktivních elastomerů. Cílem práce je popsat jejich vlastnosti a za pomoci magnetických simulací navrhnout mikrorobota, který by potenciálně mohl pomoci ve zdravotnictví. Práce obsahuje popis vlastností magneticky aktivních elastomerů a rozborů několika existujících konstrukčních řešení. Byla navržena koncepční řešení, které byly podrobeny simulacím, a to od jednodušších po složitější. Výsledky říkají, že ohyb MAE způsobený magnetickým polem je možný. Také odhalili problémy, které při návrhu mikrorobota vznikají. Vývoj mikrorobotů na bázi MAE je důležitý, jelikož mají potenciál zjednodušit či zefektivnit aplikace v medicíně.

KLÍČOVÁ SLOVA

magneticky aktivní elastomery, měkká robotika, mikroroboti, konstrukční řešení mikrorobotů, magnetická simulace

ABSTRACT

This bachelor's thesis focuses on microrobots based on magnetically active elastomers. The aim of the thesis is to describe their properties and, using magnetic simulations, to design a microrobot that could potentially be used in the healthcare sector. The thesis includes a description of the properties of magnetically active elastomers and an analyses of several existing design concepts. Conceptual solutions were proposed and subjected to simulations, ranging from simpler to more complex ones. The results indicate that the bending of MAEs caused by a magnetic field is possible. They also revealed challenges that arise when designing microrobots. The development of MAE-based microrobots is important because they have the potential to simplify or streamline applications in medicine.

KEYWORDS

Magnetically active elastomers, soft robotics, microrobots, microrobots design, magnetic simulation

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

FLÍDR, Radovan. *Mikroroboti na bázi magneticky aktivních elastomerů*. Online, bakalářská práce. Michal KUBÍK (vedoucí práce). Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2026. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/173714>. [cit. 2026-05-09].

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu své bakalářské práce panu doc. Ing. Michalu Kubíkovi, Ph.D. za věcné připomínky, vedení, a především za ochotu vždy pomoci s problémem. Zvláštní poděkování patří mému dědečkovi, bez kterého bych se pravděpodobně v oboru strojního inženýrství nikdy neocítl.

PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

Prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracoval samostatně, pod odborným vedením doc. Ing. Michala Kubíka, Ph.D. Současně prohlašuji, že všechny zdroje obrazových a textových informací, ze kterých jsem čerpal, jsou řádně citovány v seznamu použitých zdrojů.

.....

Podpis autora

OBSAH

OBSAH

1	ÚVOD	14
2	PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	15
2.1	Magneticky aktivní elastomery v měkké robotice	15
2.1.1	Princip fungování magneticky aktivních elastomerů	15
2.1.2	Složení magneticky aktivních elastomerů	17
2.2	Mikroroboti na bázi magneticky aktivních elastomerů	18
2.2.1	Druhy magnetických mikrorobotů	18
2.2.2	Způsoby ovládání mikrorobotů na bázi magneticky aktivních elastomerů	22
2.3	Výroba magneticky aktivních elastomerů – 4D tisk	23
2.4	Konstrukční řešení mikrorobotů na bázi magneticky aktivních elastomerů	24
2.4.1	Tisk feromagnetických domén pro volně pohyblivé rychle se transformující měkké materiály (2018)	24
2.4.2	Malý robot s měkkým tělem a multimodálním pohybem (2018)	26
2.4.3	Flexibilní roboti v milimetrovém měřítku s programovatelnou trojrozměrnou magnetizací a pohyby (2019)	27
2.4.4	Bezdrátové miniaturní magneticky měkké pohony s fázovou změnou (2022)	30
2.4.5	Multipólový magnetoaktivní elastomer pro pohyb poháněný vibracemi (2023)	31
2.4.6	Buněčná přeprava nákladu: Směrem k asistované fertilizaci pomocí mikromotorů přepravujících spermie (2015)	32
3	ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	34
3.1	Analýza problému	34
3.2	Cíle práce	35
4	KONCEPČNÍ ŘEŠENÍ	36
4.1	Návrhy mikrorobotů pro dané aplikace	36
4.1.1	Mikrorobot pro biopsii	36
4.1.2	Mikrorobot pro odstranění trombů	37
4.1.3	Doprava léčiv v kapse	37
4.1.4	Doprava léčiv v kouli	37
4.1.5	Housenka	38
4.2	Porovnání koncepčních řešení	38

4.3	Metoda simulace mikrorobotů	39
5	KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ	42
5.1	Housenka	42
5.2	Mikrorobot s kapsou	43
6	DISKUZE	45
7	ZÁVĚR	47
8	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	48
9	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN	50
9.1	Seznam použitých veličin	50
9.2	Seznam použitých zkratek	50
10	SEZNAM OBRÁZKŮ	52
11	SEZNAM PŘÍLOH	54

1 ÚVOD

V současné době je velká poptávka po robotizaci a autonomním řízení naší každodenní činnosti. Moderní roboti svou funkci plní dobře. Mají velkou přesnost, dobrou tuhost a jsou rychlí. Tyto vlastnosti se skvěle hodí např. do automatizované výrobní linky aut. Co když ale změníme prostředí? Z místa, kde robot zná svůj pracovní prostor, svou rychlost i polohu, se přemístíme tam, kde tyto veličiny nezná. Zde nachází uplatnění měkká robotika.

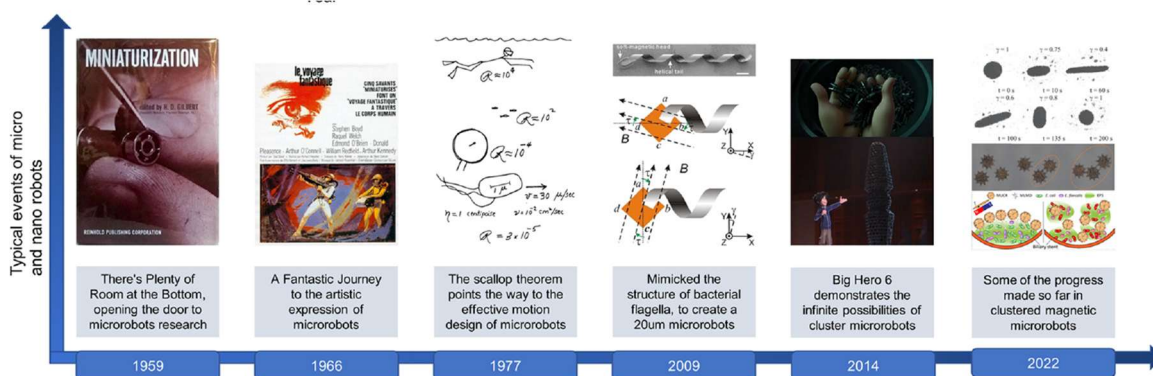
Tyto stroje jsou většinou z elastomerů nebo gelů. Jejich konstrukce je inspirovaná v přírodě a jejich pohony jsou netradiční, např. magnetické pole, světlo či akustické vlny, tzn. že zdroj pohybu si nenesou. Roboti nejsou moc přesní, rychlí ani silní, avšak jsou přizpůsobiví. Dokážou reagovat na změnu prostředí, dostanou se tam, kam konvenční roboti ne a nevadí jim větší deformace.

A jaké je tedy to zvláštní prostředí? Například lidské tělo. Je to velice komplexní a proměnné prostředí. Ačkoli jsou moderní medicínské metody schopné vyřešit spoustu problémů, na některé jsou nevhodné. Dokonce mohou být i nebezpečné až život ohrožující. Měkká robotika a konkrétně mikroroboti na bázi magneticky aktivních elastomerů nebo magneticky aktivní elastomery (MAE nebo MRA) by některé z nich mohli překonat. Například jednou z možností léčby rakoviny je chemoterapie. Ta však v mnoha případech velice zatěžuje organismus a ohrožuje člověka na zdraví i životě. Mikroroboti by toto riziko mohli eliminovat, kdyby cytostatika dopravili přímo k nádoru.

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

Měkká robotika se využívá v místech, kde konvenční roboti nedokážou splnit potřebné požadavky. Ve svých aplikacích využívá měkké a poddajné materiály, jako jsou elastomery, silikony a gely. Pro pohyb robotů často využívá tzv. měkké pohony (soft actuators). Mezi běžně používané měkké pohony patří světlo, teplo, ultrazvuk, chemické reakce, elektřina a magnetismus[1]. Tato práce je zaměřena pouze na magneticky poháněné mikroroboty (MRE – Magnetorheological elastomer).

Koncept mikrorobotů představil už v roce 1959 Richard Feynman, který řekl: „Dole je spousta místa.“ Od té doby popularita výzkumu MRE stále roste. Což je ukázáno na *obr. 1*. Ačkoliv je myšlenka MRE na světě dlouho, k praktickému uplatnění je ještě dlouhá cesta.[1]



obr. 1: Události v historii vývoje MRE [1]

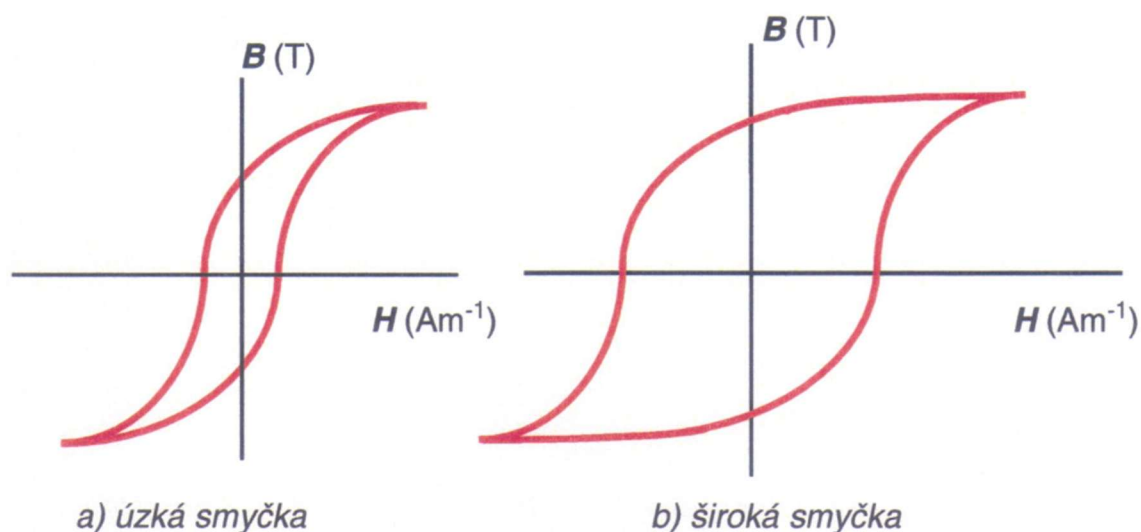
Největší potenciál má tato technologie v medicíně. Což ve svých přehledech zdůraznil Sitti a kol. [2] Mezi aplikace ve zdravotnictví by mohlo patřit navádění katetrů, cílené podávání léků, manipulace s buňkami, mikrochirurgie atd. [1] Jelikož magnetické pole projde skrze živé tkáně, lze většinu těchto úkonů provádět neinvazivně. Zvláště výhodné by bylo použití MRI jako zdroje magnetického pole k ovládání MAE. [2]

2.1 Magneticky aktivní elastomery v měkké robotice

2.1.1 Princip fungování magneticky aktivních elastomerů

Materiály se v magnetickém poli chovají podle toho, do jaké kategorie spadají. Diamagnetika magnetické pole mírně zeslabují, paramagnetika mírně zesilují a feromagnetika magnetické pole zesilují výrazně. Feromagnetické materiály lze ještě dělit na magneticky tvrdé a na magneticky měkké.

Toto rozdělení lze pochopit v tzv. hysterezní závislosti magnetické indukce B na intenzitě magnetického pole H , jak je vidět na *obr. 2*.

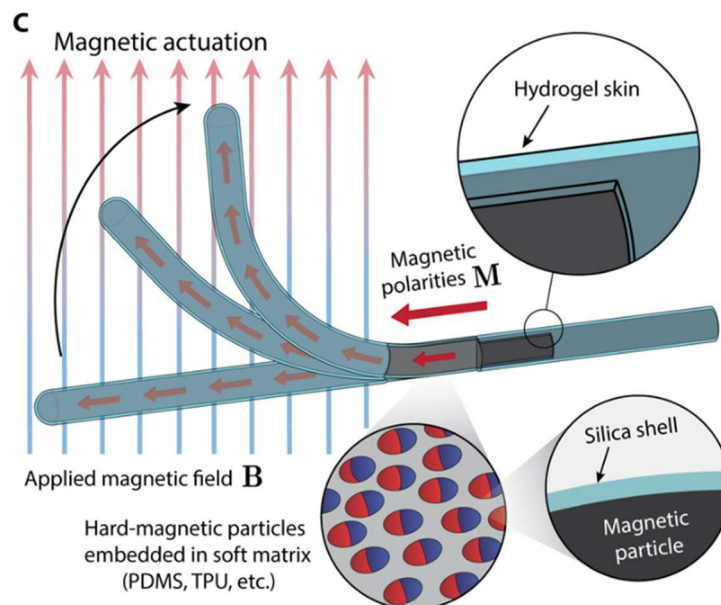


obr. 2: Hysterezní (magnetizační) křivka [3]

Když je v okolí materiálu buzena intenzita magnetického pole, materiál zesiluje toto pole o nějaké hodnotě magnetické indukce. V momentě, kdy se H vrátí na nulu, B nebude nulové, právě díky hysterezní schopnosti materiálu. Jeho B bude na úrovni B_r – Remanentní indukce. V tuto chvíli se z materiálu stává permanentní magnet. Aby materiál ztratil svoje magnetické schopnosti, je zapotřebí vyvolat H o velikosti H_c – Koercitivní intenzita. Rozdíl mezi magneticky tvrdým a měkkým materiálem je v jeho schopnosti udržet si magnetické vlastnosti i mimo zdroj magnetického pole. Jak je ukázáno na *obr. 2*, úzká smyčka má malou remanentní indukci a patří tedy k magneticky měkkému materiálu, zatímco široká smyčka má B_r velkou a patří k magneticky tvrdému materiálu.

Klíčová myšlenka předchozího odstavce je, že když je feromagnetický materiál vložen do magnetického pole, tak toto pole zesílí. Tento jev má svůj původ v kvantové fyzice. Je známo, že při vložení feromagnetického materiálu do magnetického pole, vytvářejí se v něm tzv. Weissovy domény, které jsou navzájem odděleny Blochovými stěnami. Vznik těchto domén a stěn je důsledkem snížení energie v systému. V této doméně je magnetické pole orientováno jedním směrem. Pokud je předmět o normální velikosti vložen do magnetického pole, zesílí ho právě díky přeuspořádání domén. V případě zmenšení objektu v něm vznikne pouze jedna doména (velikost závisí na materiálu a pohybuje se mezi desítkami nanometrů až jednotkami mikrometrů). Tato částice se pak v magnetickém poli chová jako magnetický dipól a snaží se zarovnat se směrem magnetického pole.

Do reálného elastomeru je přidáno mnoho koherentně uspořádaných feromagnetických částic. Buzení magnetickým polem pak na každé částici vytvoří magnetický dipólový moment. Jeho důsledkem je pohyb MAE jak je ukázáno na obr. 3. [4]



obr. 3: Pohyb magneticky aktivního elastomeru [4]

Dalším způsobem pohybu je „tahání“ MAE pomocí gradientu magnetického pole. Ačkoli se tato metoda v některých aplikacích stále používá, bylo teoreticky a experimentálně prokázáno, že magneticky poháněný spirálový pohon nebo kroucí/třepotavé pohyby (viz. Konstrukční řešení MAE) jsou mnohem účinnější. [2]

2.1.2 Složení magneticky aktivních elastomerů

MAE je obvykle kompozit, který tvoří matrice a v ní jsou dispergovány (rozptýleny) magnetické částice.

Základními matricemi jsou elastomery a hydrogely. Elastomery jsou zesítené dlouhé řetězce polymerů. Na rozdíl od termoplastů mají i příčné zesítení. Jejich deformace probíhá natahováním těchto řetězců. To umožňuje elastomerům dosáhnout elastické deformace dokonce větší než 200 %. Díky tomu je jejich elasticita (pružnost) nelineární, takže jejich tuhost se v závislosti na deformaci mění. V současné době se často používají elastomery na bázi silikonů[2]. Hydrogely jsou také zesítené polymery s příčnými řetězci, avšak jsou velice hydrofilní, voda či vodný roztok je jejich součástí. Naopak elastomery jsou povětšinou hydrofobní.

Klíčovou složkou MAE jsou již zmíněné magnetické částice. Výběr materiálu hodně závisí na konstrukčním řešení a výsledné funkci MAE. Je zde spousta faktorů, na které je třeba dbát a které jdou často proti sobě. Mimo jiné to jsou susceptibilita, permeabilita, remanence a koercivita. Jako magneticky měkké částice se používají čisté železo, karbonylové železo a permalloy ($\text{Ni}_{80}\text{Fe}_{20}$). Z tvrdých částic to jsou kobaltové oceli, alnico (AlNiCo) a neodymové slitiny. Existují i případy, kdy je využito obou typů magnetických částic. V současné době měkká robotika používá tvrdé magnetické částice častěji než měkké. [2]

Dalším důležitým faktorem, na který je třeba dávat pozor při návrhu MAE, je to, že vzniklý kompozitní materiál nemá vlastnosti, které bychom očekávali pouze od elastomeru nebo pouze od magnetické částice. Jeho vlastnosti jako tuhost, susceptibilita atd. je výsledkem spojení vlastností matrice i rozptýlených částic.

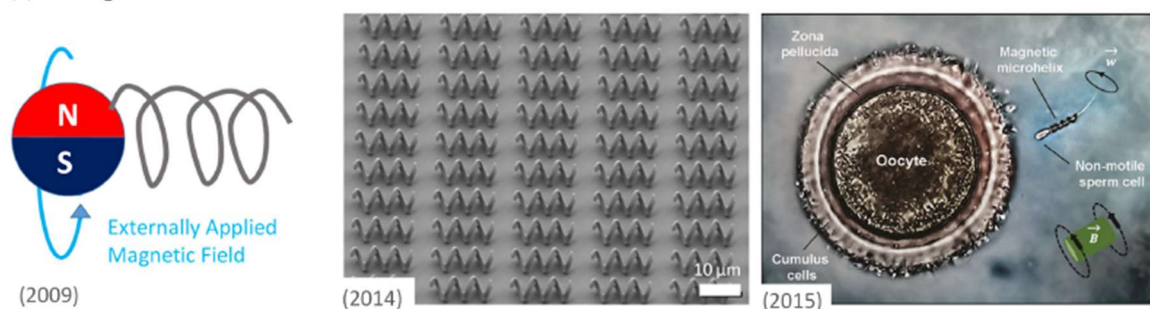
2.2 Mikroroboti na bázi magneticky aktivních elastomerů

V reálných aplikacích se používají složitější tvary MAE a magnetické pole často není pouze statické a homogenní. Mnohdy se využívají i materiály bez výrazných magnetických vlastností a magnetické pole se v čase mění, točí nebo osciluje. V následujících odstavcích je vysvětleno, jak mikroroboti v měkké robotice využívají MAE a jakým způsobem bývají ovládáni. [2] Kombinace konstrukčního řešení s magnetickým polem se často označuje jako strategie řízení [4][2]. Ta je založena na třech základních pilířích, a to geometrie mikrorobota, programování magnetických domén a algoritmus řízení magnetického pole [4].

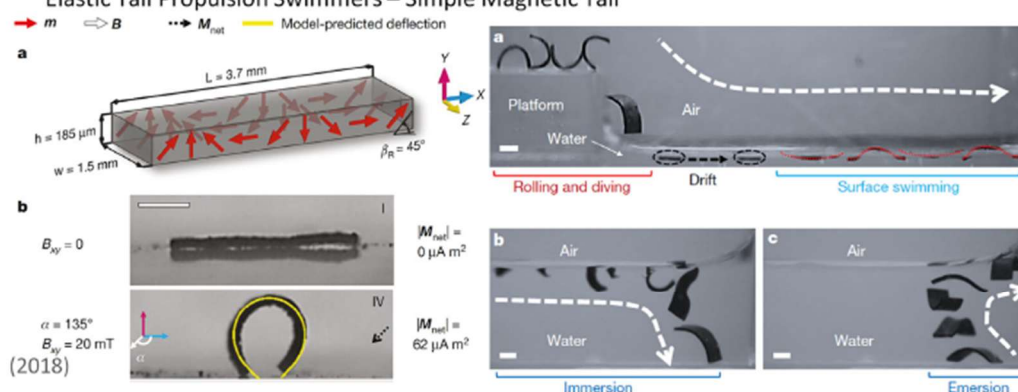
2.2.1 Druhy magnetických mikrorobotů

Geometrie mikrorobotů by se dala rozdělit dle jejich pole působnosti na plavce (pohyb v kapalině), chodce (pohyb po souši) a chapadla. [2] Jednou z kategorií plavců, která se však neklasifikuje jako měkký robot, ale k tomuto tématu má blízko, je robot se spirálovitým (šroubovitým) pohonem. Je inspirován přírodou, pohybem bakterií. Obvykle je vyroben z tuhých materiálů. Magnetické může být celé jeho tělo nebo pouze hlava. K pohybu se používá rotační magnetické pole, jak je zobrazeno na *obr. 4 a*). Lze vidět i konkrétní aplikaci v medicíně. [2] Ke zlepšení rychlosti v kapalině se využívá povrchová úprava zajišťující hydrofobicitu[1]. Na *obr. 4 c*) je mikroplavec inspirovaný pohybem medúzy. Řídí se oscilačním polem, na které reaguje elastický ocas a vytváří tak postupnou vlnu [2]. Podobně Liaola a kol. vyvinuli mikrorobota sestávajícího z několika pevných sekcí spojených dohromady. Vlivem vnějšího oscilujícího magnetického pole se vibrace hlavy přenášejí na ocas prostřednictvím spojovací části ve tvaru U, čímž se opět realizuje pohyb postupné vlny. [1]

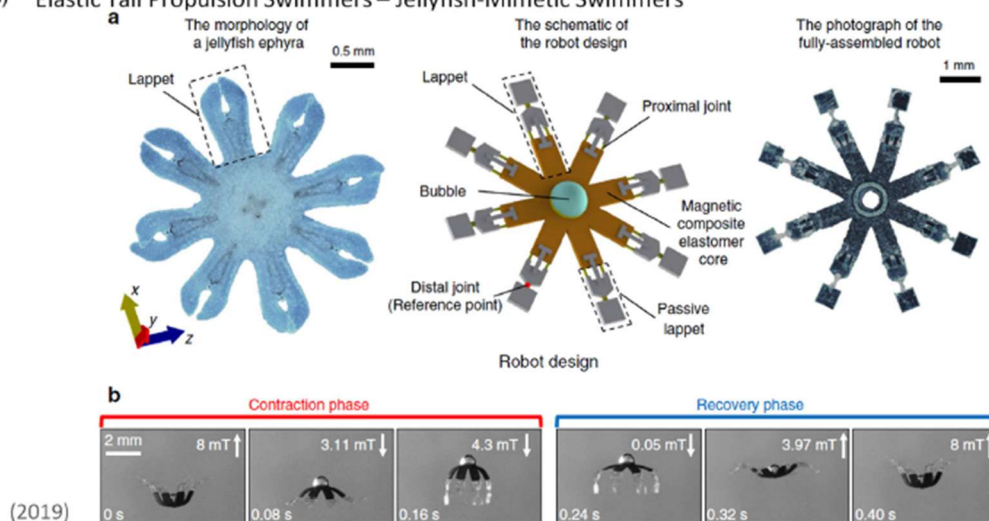
(a) Rigid Tail Helical Swimmers



(b) Elastic Tail Propulsion Swimmers – Simple Magnetic Tail

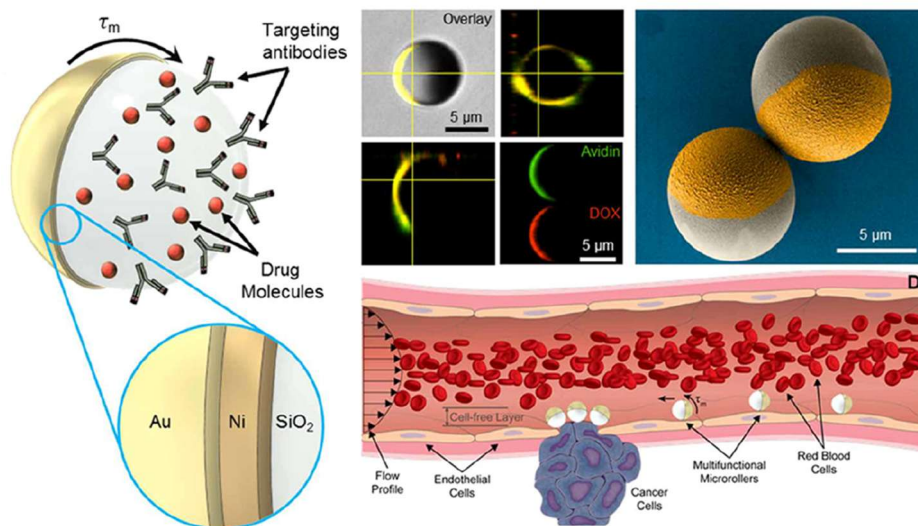


(c) Elastic Tail Propulsion Swimmers – Jellyfish-Mimetic Swimmers



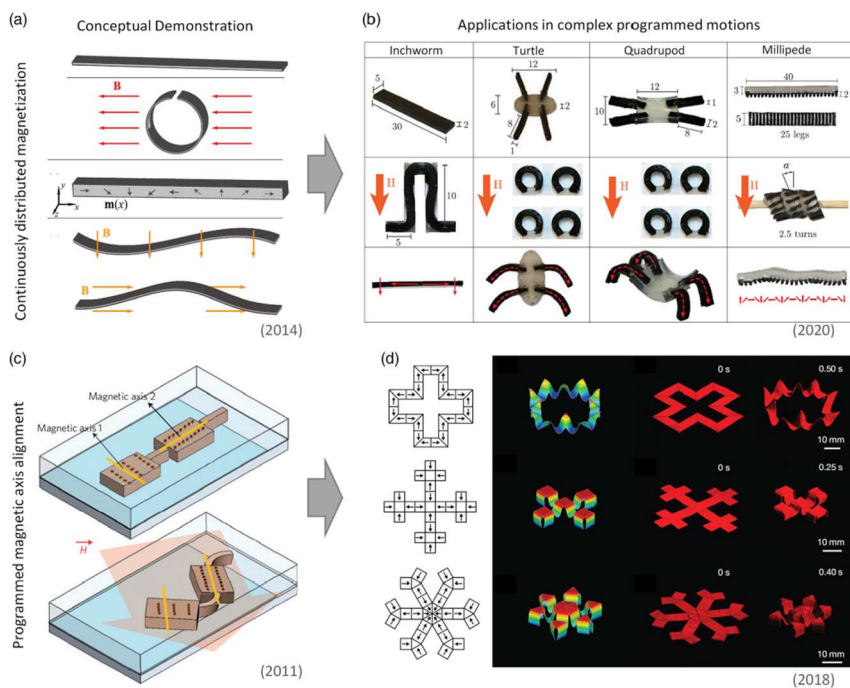
obr. 4: a) (Vlevo) Spirálovitý pohon s tuhým ocasem, (Uprostřed) Spirálovití plavci, (Vpravo) Aplikace spirálovitého pohonu při asistovaném oplodnění. b) Pozemský mikrorobot pohybující se ve vrstvě vody. c) Mikrorobot inspirovaný medúzou. [2]

Zajímavou geometrií plavců je magnetický kulový mikrorobot. Skládá se z tzv. Janusovy částice (obr. 5). Obsahuje hnací části, které reagují na vnější magnetické pole a funkční části pro cílenou dopravu léků. Lze je rozdělit na jednoduché, hybridní a shlukové typy. [1]



obr. 5: Janusovy částice [1]

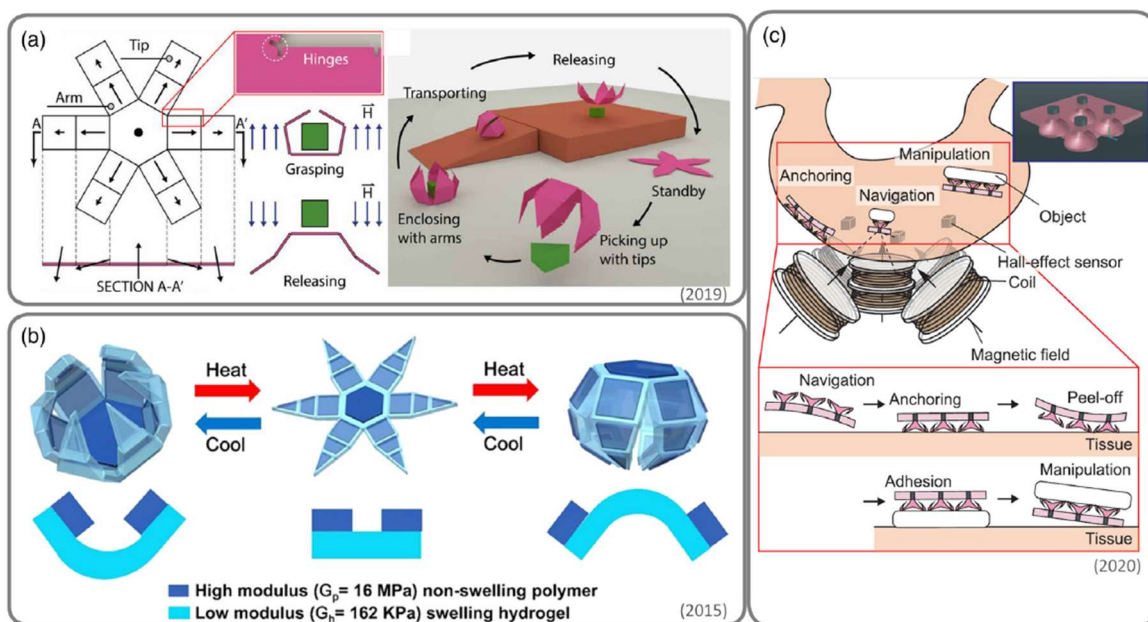
Pohyb mikrorobotů po zemi (chodci) využívá tření mezi povrchem země a částí mikrorobota. Mnoho vědců se opět inspirovalo přírodou. Pohyby jsou často vyvolány pohybem vyčnívajících objektů jako jsou nohy, chapadla, řasinky nebo štětiny. I bez těchto výčnělků lze dosáhnout pohybu. Je obecně známo, že hadi, žížaly nebo červi nemají nohy a stejně se pohybují. Využívají k tomu peristaltické kontrakce, vlnění těla nebo smyčkové pohyby. Stručně řečeno, pohyby živočichů jsou velmi rozmanité. V důsledku toho mají konstruktéři pestrý výběr přístupů, které mohou využít u svých mikrorobotů. [2]



obr. 6: Příklad pozemských mikrorobotů. a) První koncept pozemského pohybu. b) Napodobení 4 druhů živočišného pohybu. c) Bloky s různými magnetickými osami. d) Skládání kirigami magnetickým polem [1]

Na *obr. 4 b)* a *obr. 6 a)* je elastomerová matrice, v níž jsou rozptýleny tvrdé feromagnetické částice vždy v jiném směru. Pohyb je pak zapříčiněn rotujícím magnetickým polem. Byla vyslovena hypotéza, že periodické pohyby nohou jsou výhodné při překonávání nerovného povrchu a přenášení těžkého nákladu. Misra a kol. napodobili způsoby pohybu čtyř zvířat, červů, želv, čtyřnožců a mnohonožek jak je na *obr. 6 b)*. Tělo bylo vyrobeno ze silikonové pryže a částice z praseodym-železo-boru (PrFeB). Ačkoli tato studie neposkytuje přímý důkaz hypotézy, poskytuje proměnné časové funkce pro řízení magnetického pole k pohonu pohybů každého měkkého robota. Kwon a kol. vytvořili robota obsahujícího bloky, kde každý má jinou magnetickou osu, viz. *obr. 6 c)*. To pak aplikovali na skládání složitějších tvarů tzv. kirigami, jak je ukázáno na *obr. 6 d)*. [2]

Další skupinou mikrorobotů jsou magnetická chapadla. Uchopování předmětů je jeden z nejzákladnějších úkonů, které lidé i roboti potřebují. Inspiraci lze opět najít v živočišné říši: chapadla chobotnic, paže hvězdic, atd. Uchopovače je možno rozdělit do tří tříd. Uchopení aktivací prstů, obalení předmětu, změna tuhosti (ztuhnutí) uchopovače a přilnutí regulací adhezních nebo jiných povrchových sil. Na *obr. 7 a)* je mikrorobot od Dillera a kol. se šesti chapadly. Každé má dvě oblasti s jinou magnetickou osou. Při zapnutí magnetického pole se chapadla ohnou a vytvoří „kuličku“, která se při rotaci pole valí prostorem. [2] Na videu, od vědu popularizujícího youtube kanálu Veritasium, lze vidět realizaci pohybu robota jako na *obr. 7 a)*. Zajímavé je využití herní konzole k ovládání velikosti i směru magnetického pole. [5] Jak bylo řečeno na začátku, v měkké robotice je mnoho druhů pohonů. Na *obr. 7 b)* je mikrorobot, který se aktivuje teplem. Magnetismus zde ale hraje také svou roli. Zahřívá hydrogel, který na to reaguje svou deformací. [2]



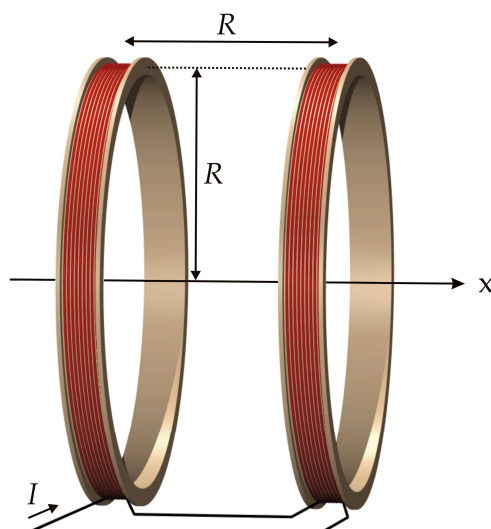
obr. 7: Magnetická chapadla. a) Chapadlový mikrorobot. b) Tepelná aktivace. c) Mikrorobot s magnetickými přísavkami[2]

Na *obr. 7 c)* je mikrorobot se soustavou přísavek. Jak jeho pohyb, tak uchopení i manipulace s předměty, jsou ovládány magnetickým polem.

2.2.2 Způsoby ovládání mikrorobotů na bázi magneticky aktivních elastomerů

Dalším pilířem strategie řízení mikrorobotů je algoritmus řízení magnetického pole. Tato problematika by se dala rozdělit na tvary magnetického pole, jeho zdroje a algoritmizace celého procesu. [4]

Pohyb v magnetickém poli je způsoben buď gradientem pole nebo vznikem dipólového momentu. Základní tvary těchto polí jsou nehomogenní, homogenní, stacionární, rotační, oscilační a jejich kombinace. Existují dva hlavní typy zdrojů magnetického pole. Permanentní magnety a Helmholtzovy cívky. Permanentní magnety tvoří gradientní pole. Mají výhodu vysoké intenzity magnetického pole a flexibilního provozního rozsahu. Běžně se používají ke gradientnímu tahání a díky tomu mají nízkou přesnost řízení. Rotaci magnetického pole lze s permanentním magnetem dosáhnout jeho pohybováním kolem MAE.[1]



obr. 8: Helmholtzova cívka [6]

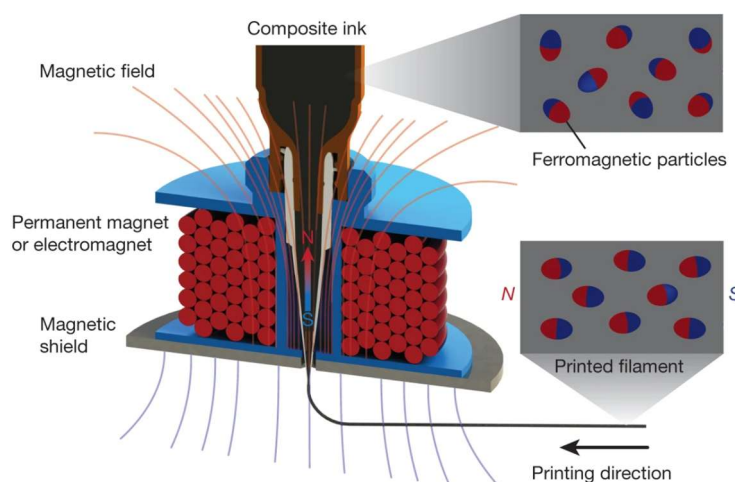
Helmholtzova cívka (*obr. 8*) naopak dokáže generovat i homogenní magnetické pole. Skládá se ze dvou stejně velkých cívek, ležících na jedné ose se stejným průměrem i počtem závitů. V prostoru mezi nimi je homogenní magnetické pole směřující kladným nebo záporným směrem osy x v závislosti na směru elektrického proudu. V případě, že je potřeba s polem rotovat kolem os x , y , nebo z , se využívá tzv. tříosé uspořádání Helmholtzových cívek. Každá je uložena v jedné ose a ve společném prostoru je homogenní magnetické pole, se kterým lze volně otáčet dle potřeby. [1; 4]

Algoritmizaci lze rozdělit na algoritmy bez zpětné vazby a s ní. Algoritmy bez zpětné vazby řídí pohyby dle kinematických modelů. Predikují tak deformace dle simulace metody konečných prvků. Algoritmy se zpětnou vazbou mají povědomí o současném stavu mikrorobota a tuto informaci dodávají řídicí jednotce. Využívá se zde PID regulátoru. Údaje se získávají různým způsobem (hallový sondy, kamery nebo pomocí MRI). Právě použití MRI by mělo velký potenciál, jelikož kromě ovládání robota, MRI dokáže sledovat i jeho pohyb. To má za následek jeho přesnou navigaci, zvýšenou chirurgickou přesnost, bezpečnost a snížení časové náročnosti léčebných zákroků.[4]

2.3 Výroba magneticky aktivních elastomerů – 4D tisk

Čtyřrozměrný (4D) tisk je metoda, která propojuje 3D tisk s časem. O této metodě se hovoří jako o inteligentní, nebo že tvoří inteligentní systémy. Znamená to, že do výroby je zahrnut proces, který mění vlastnosti materiálu, aby mohl reagovat na různé vnější podněty. Vnějších podnětů je mnoho a už dříve byly označeny jako pohony. [7] Tato kapitola je věnována pouze 4D tisku MAE.

Technologie 4D tisku jsou z hlediska principu stejné jako technologie používané pro 3D tisk. Často používanými metodami jsou SLA, SLS, FMD a DIW. U SLA a SLS je výběr materiálu poměrně omezený, metoda FMD (Fused Deposition Modeling) je na tom lépe, ale největší využití zde má DIW (Direct Ink Writing). [2] Výrobní proces FDM a DIW je podobný, hlavní rozdíl spočívá ve stavu vstupního materiálu a mechanismu vytvrzování. Proces DIW oproti FDM nezahrnuje zahřívání, což ho činí vhodnějším pro zpracování polymerů. [7] Na *obr. 9* je schéma tiskového procesu a složení materiálu. Ferromagnetické částice obsažené v kompozitním inkoustu jsou orientovány aplikovaným magnetickým polem generovaným permanentním magnetem nebo elektromagnetem umístěným kolem dávkovací trysky. [8]



obr. 9: Využití metody DIW u 4D tisku MAE. [8]

2.4 Konstrukční řešení mikrorobotů na bázi magneticky aktivních elastomerů

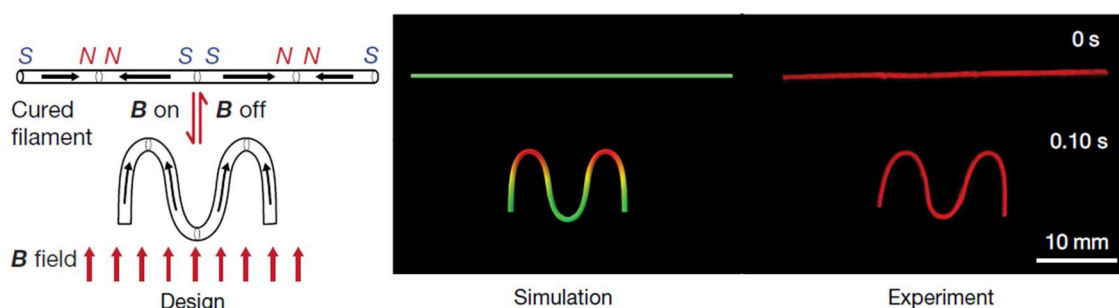
V následující kapitole jsou popsány vybrané konstrukční řešení mikrorobotů na bázi MAE. Nelze popsat všechny existující řešení, proto je zde pestrý výběr od jednodušších konceptů po složité, od pouhého testování po experimenty v reálných aplikacích. Popsány jsou především geometrie robota, materiály a výroba, simulace, metoda ovládání, testování a výsledky.

2.4.1 Tisk feromagnetických domén pro volně pohyblivé rychle se transformující měkké materiály (2018)

Tato práce se zaměřuje na 3D tisk programovatelných magnetických domén a jejich využití při konstrukci auxetických materiálů, tj. materiálů se záporným poissonovým číslem. [8]

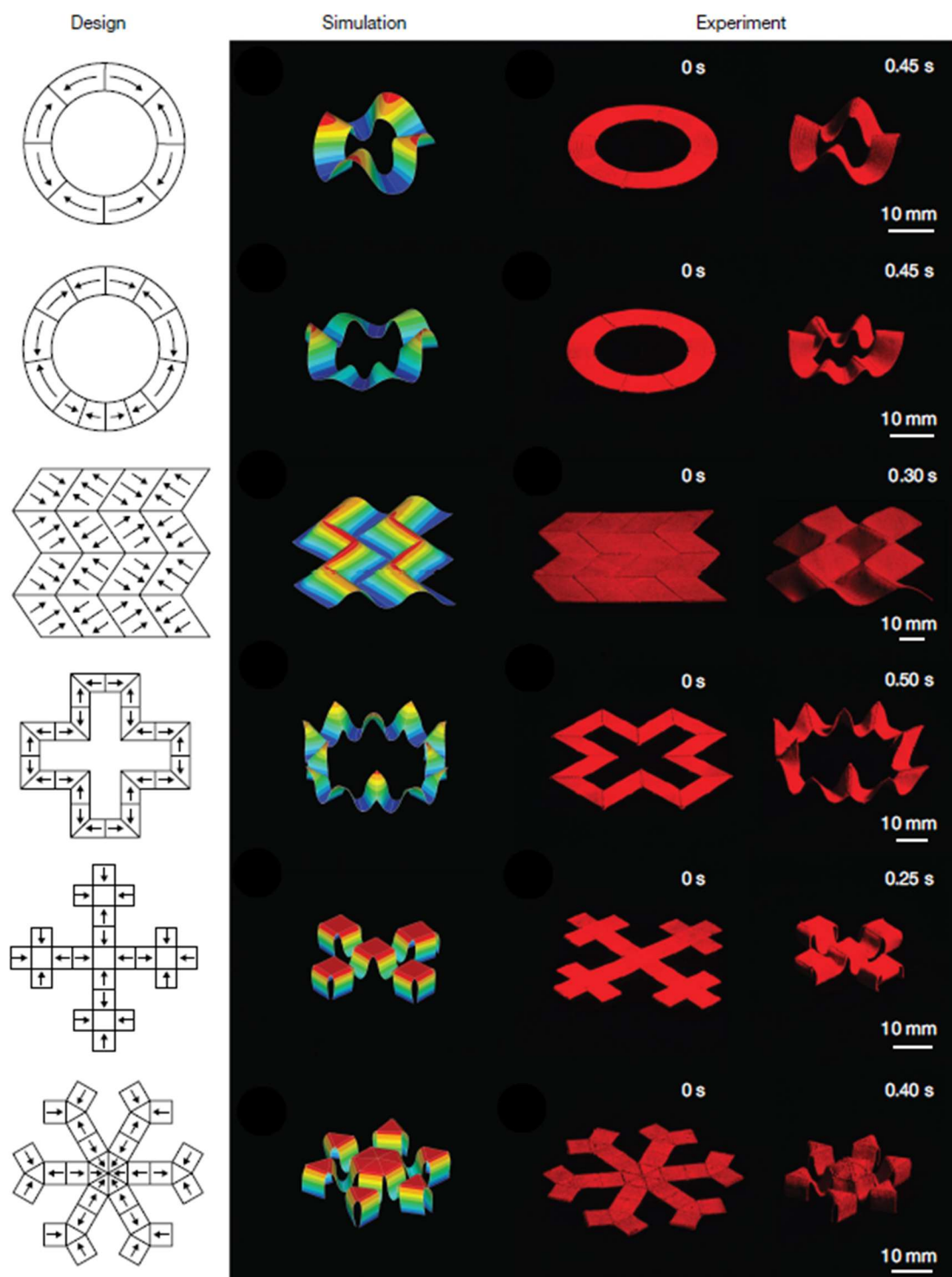
Použitá metoda 3D tisku je DIW, kde kompozitní inkoust je složen z mikročástic NdFeB a nanočástic pyrogenního oxidu křemičitého zalitých v matrici ze silikonové pryskyřice s příměsí katalyzátoru a síťovacího činidla. Tento inkoust se nejprve připraví smícháním nemagnetizovaných částic NdFeB a oxidu křemičitého s nevytvrzenou elastomerovou matricí (20 % obj. částic) a poté se magnetizuje do nasycení impulsním polem (přibližně 2,7 T). Přítomnost meze kluzu v kompozitním inkoustu pomáhá zabránit aglomeraci, tj. shlukování, dispergovaných zmagnetizovaných částic. Během tisku je magnetické pole aplikováno ve směru toku inkoustu nebo ve směru opačném. Pole je buzeno permanentním magnetem nebo elektromagnetickou cívkou umístěnou kolem trysky, viz. *obr. 9*. [8]

Jako ilustrativní příklad schopnosti programovat feromagnetické domény je uveden tisk rovného vlákna se čtyřmi magnetickými doménami, jak je znázorněno na *obr. 10*, a to změnou směru aplikovaného magnetického pole během tisku. Po aplikaci rovnoměrného magnetického pole o velikosti 200 mT se rovné vlákno transformuje do tvaru pohybu housenky za 0,1 s a po odstranění aplikovaného pole se za 0,2 s vrátí do původního tvaru. [8]



obr. 10: Příklad 1D MAE [8]

Výzkumníci se z 1D návrhu přesunuli i do 2D a navrhli pár dalších konstrukčních řešení mikrorobotů, kteří se po aplikaci magnetického pole o velikosti 50 mT deformují do 3D složitých struktur, jak je vidět na *obr. 11*. Dále navrhli i složitější 3D struktury. Jak u 2D tak i 3D tištěných struktur jsou výsledky simulace shodné s experimentálními výsledky.[8]

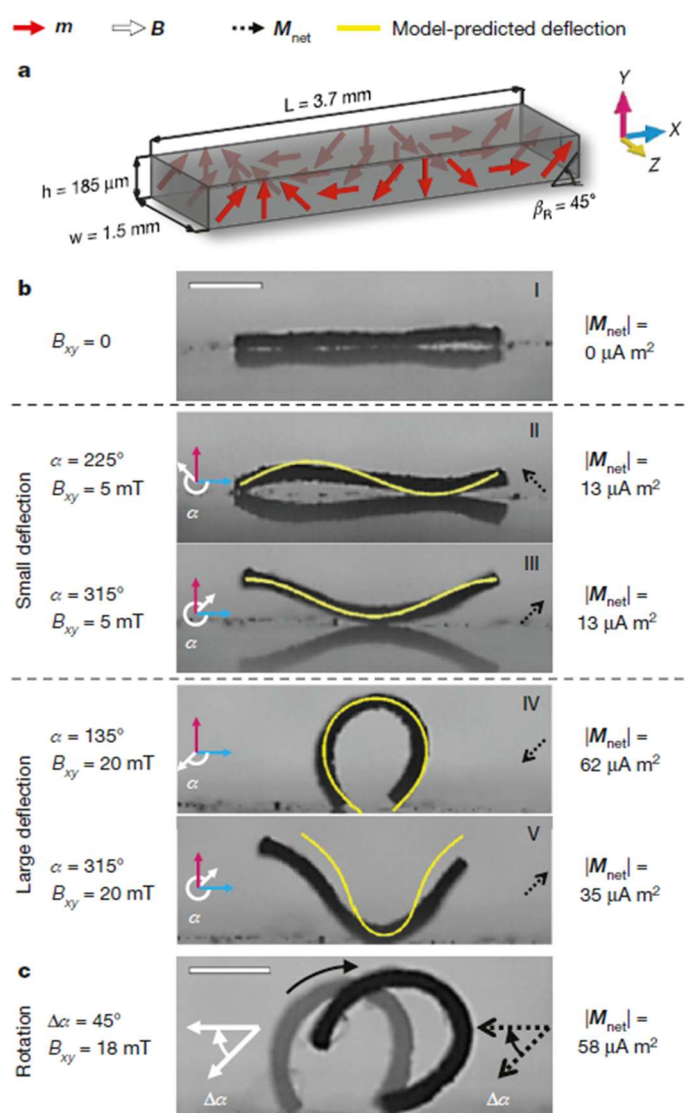


obr. 11: 2D MAE [8]

2.4.2 Malý robot s měkkým tělem a multimodálním pohybem (2018)

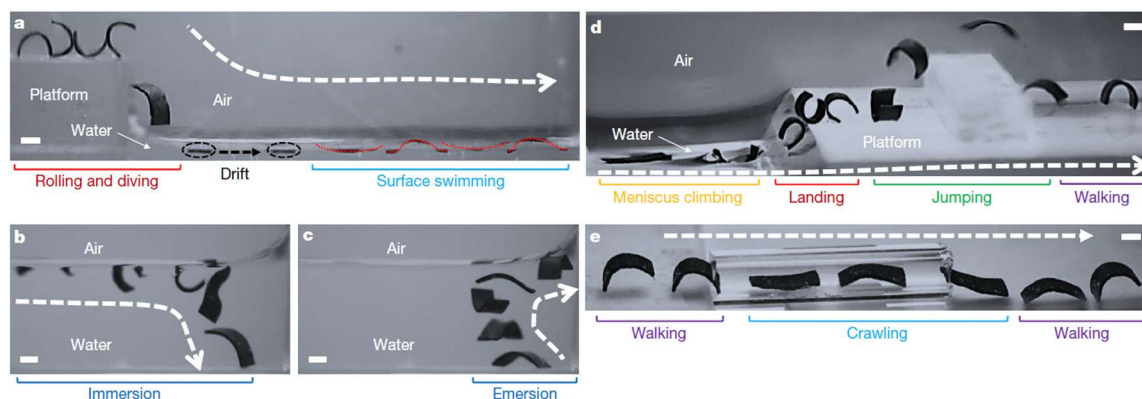
Tito vědci se zaměřili na vývoj a testování milimetrového robota, jež umí plavat uvnitř i na povrchu kapalin, šplhat po tekutých meniscích, kutálet se, přeskakovat překážky a pohybovat se v úzkých tunelech. Dokonce dokážou přemísťovat malý náklad.[9]

Robot má tvar obdélníku a je vyroben ze silikonového elastomeru (Ecoflex 00-10) a magneticky tvrdých částic NdFeB o průměru 5 μm . Povrchy jsou hydrofobní a mají potenciál být biokompatibilní. Je zde využito převážně homogenní magnetické pole, které buď mění svoji velikost nebo směr. Na rozdíl od předchozí práce se robot nedá rozdělit na domény, které mají svoji magnetickou orientaci. Magnetické částice jsou rozmístěny po délce robota tak, aby kopírovaly harmonickou funkci na jedné vlnové délce, jak je vidět na obr. 12. [9]



obr. 12: Milirobot s multimodálním pohybem: a) Rozměry a magnetizační profil robota. b) Teoretické i experimentální tvary deformovaného robota. c) Valení robota ve zdeformovaném tvaru jako písmeno C [9]

Pohybu je zde dosaženo kombinací deformace magnetickým polem a elasticitou materiálu v momentě jeho vypnutí. Jak bylo řečeno výše, robot dokáže působit v odlišných prostředích. Jeho univerzalitu ukazuje *obr. 13*, kde robot překonává různé překážky různými pohyby. Za zmínku stojí, že pohybu po souši může dosáhnout valením, chozením jako píd'alka i plazením. Plavání vzhůru dosáhne napodobením pohybů medúzy. Kromě vlnícího plavání se teoretické modely shodovaly s experimenty. [9]

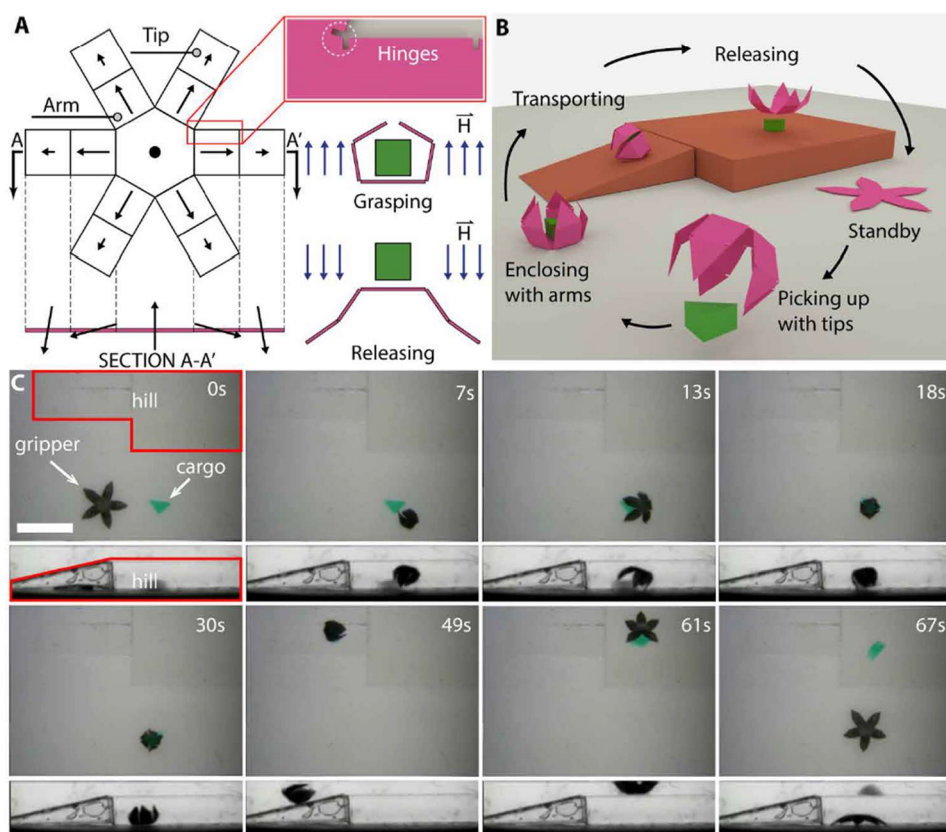


obr. 13: a) - e) Pohyby robota v kapalině i na souši. [9]

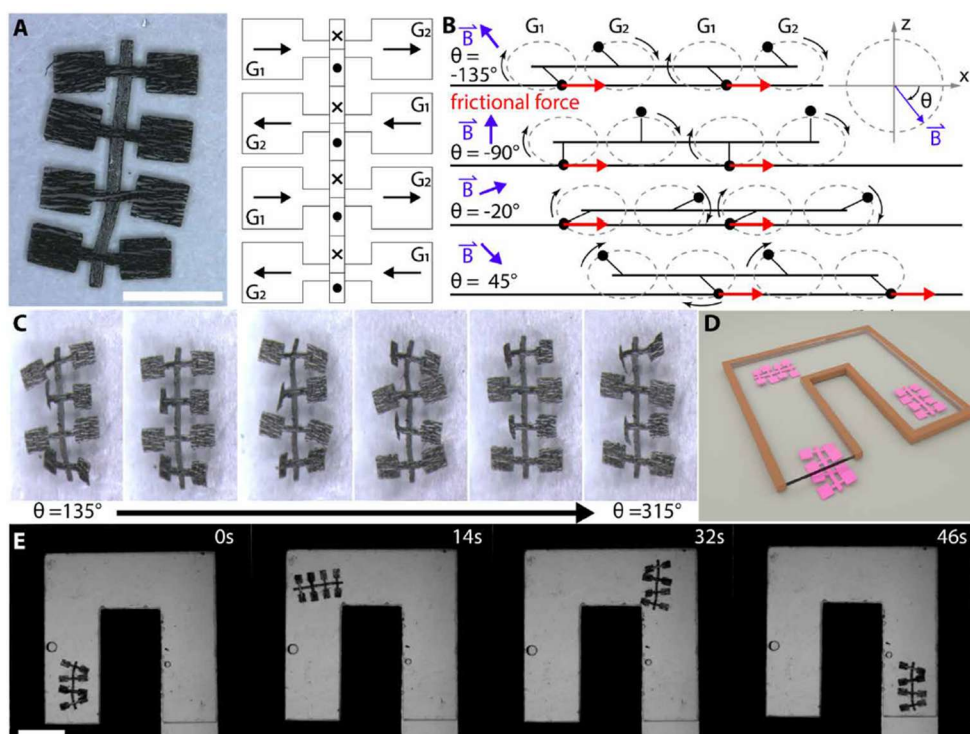
2.4.3 Flexibilní roboti v milimetrovém měřítku s programovatelnou trojrozměrnou magnetizací a pohyby (2019)

Tato práce je zaměřena na vývoj dvou robotů, kteří jsou opět uzpůsobeni k multimodálnímu pohybu ve více prostředích. Tentokrát se vědci zaměřili na 3D magnetizační profil. Jako metodu výroby MAE využili UV litografii. Magnetické částice o průměru 5 μm zmagnetizovali v magnetickém poli o velikosti 1,1 T. Dále v jednotlivých oblastech přeorientovali již magnetické permanentní částice a poté pomocí UV vytvrdili pryskyřici. Jednotlivé oblasti měly rozměry 250x250 μm a tloušťku 80 μm . Z těchto oblastí vyrobili milimetrové roboty. Postupnými návrhy a testy došli k třem různým robotům. [10]

Prvním řešením je šestiramenné chapadlo, jehož geometrie je ukázána na *obr. 14 a)*. Robot je naprogramován tak, aby dokázal uchopit předmět a valením ho přemístil na požadované místo. Na *obr. 14 b) a c)* lze vidět předpověď i experimentální ověření. K ovládání magnetického pole je zde využita herní konzole. Druhým řešením je osminohý robot s pádlovacím pohybem. Jedná se o netradiční řešení, jelikož většina takových robotů se zakládá na pohybu postupné vlny. Pádlování funguje díky správnému naprogramování magnetických oblastí a 3D rotaci magnetického pole, kde v rovině z-x rotuje v kružnici, jak je na *obr. 15 b)* a v rovině z-y rotuje v elipse. Pokud je složka y nulová má z složka velikost 8 mT. Naopak pokud je z nulová, y má pouze 2 mT. Na *obr. 15* je vidět geometrie robota, schéma ovládání i experimentální ověření.[10]

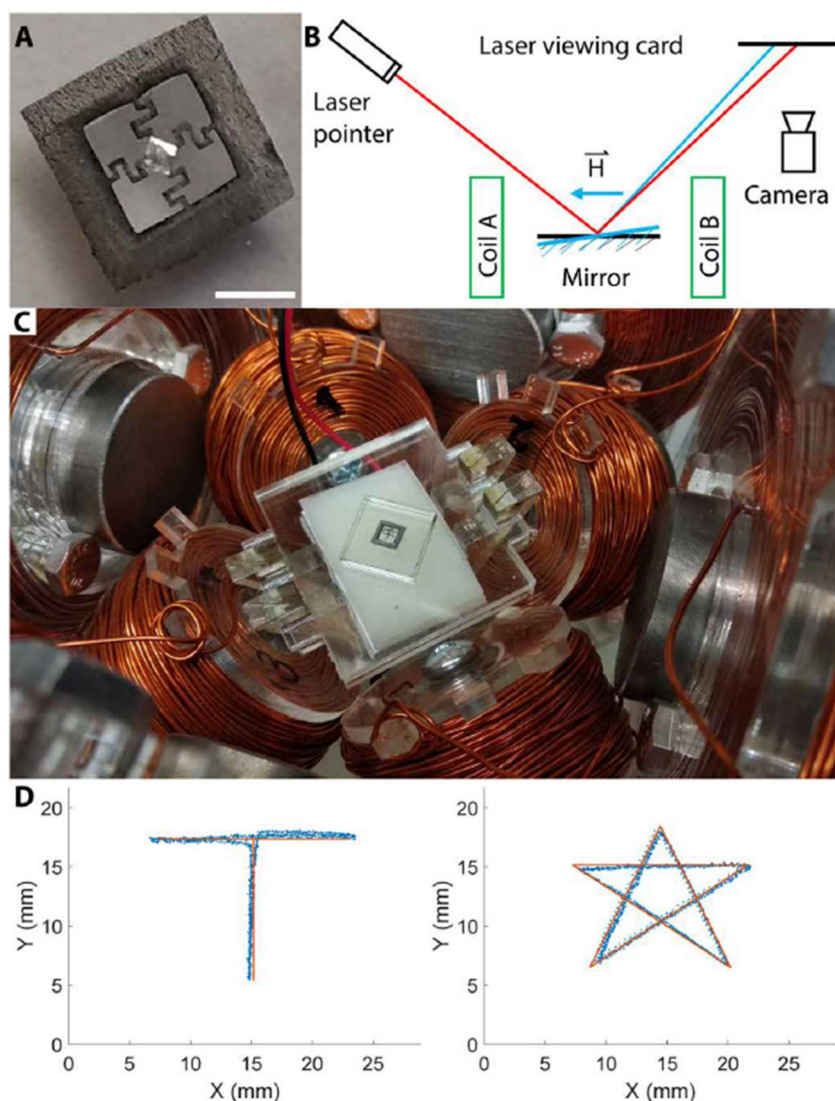


obr. 14: Šestiramenné chapadlo. a) Geometrie robota. b) Teorie pohybu. c) Experimentální ověření pohybu robota [10]



obr. 15: Vícenohý robot s pádlovacím lezením. a) Magnetizační profil robota. b) Schématické znázornění chůze robota. c) Pohled zhora v různých fázích pohybu. d) Ilustrace pohybu v konkrétním prostředí. e) Experimentální ověření v reálném prostředí. [10]

Posledním řešením není robot, který je schopen tradičního pohybu, ale malé naklápěcí zrcadlo se dvěma stupni volnosti. V destičce pro zrcadlo je magnetická oblast směřující kolmo nahoru. Správnou orientací magnetického pole lze zrcadlo naklápět do požadovaných poloh či vytvářet světelné vzory, viz. *obr. 16*. Obě trajektorie mají dostatečnou přesnost při použití změny magnetického pole do 0,5 Hz. Nad tuto hodnotu se odchylka zvětšuje z důvodu hybnosti zrcadla. [10]



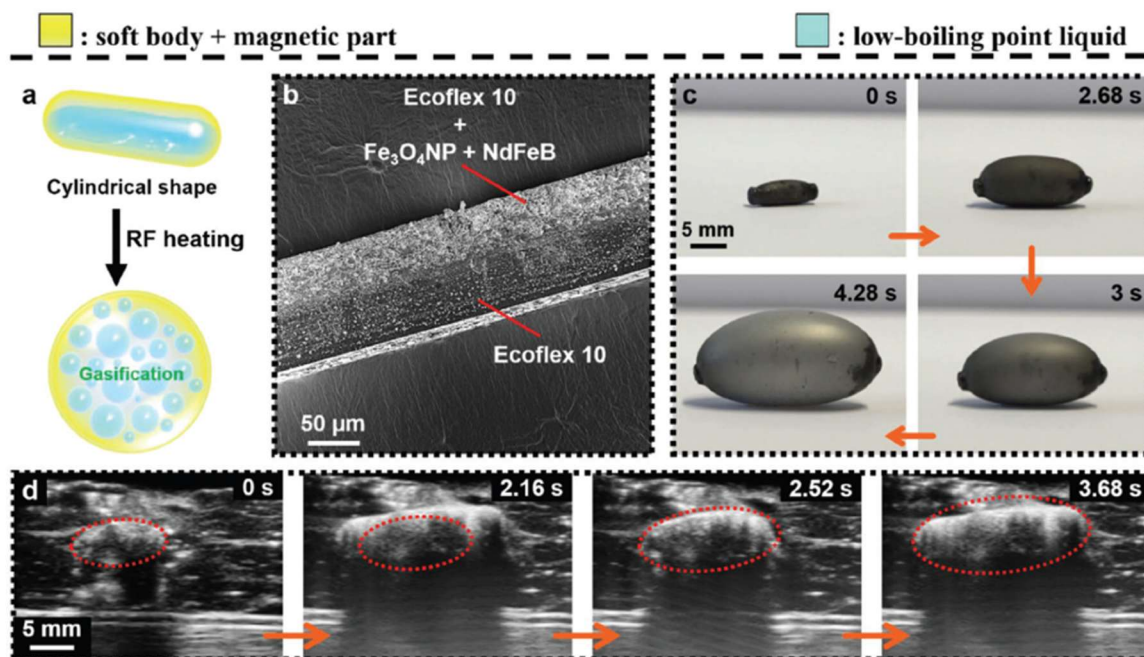
obr. 16: Magneticky ovládané zrcadlo. a) Reálné provedení. b) Schématické znázornění experimentu s laserem. c) Cívky použité k ovládání. d) Trajektorie laseru (teoretická – oranžová, experimentální – modrá). [10]

V závěru práce vědci doporučují používat velikost magnetické oblasti zhruba o řád větší, než je velikost částice. Aby byli mikroroboti biokompatibilní, obalili magnetické částice do vytvrzeného polymerního kompozitu. Kdyby byl mikrorobot použit v lidském těle, doporučují po provedení zákroku jeho odstranění. [10]

2.4.4 Bezdrátové miniaturní magneticky měkké pohony s fázovou změnou (2022)

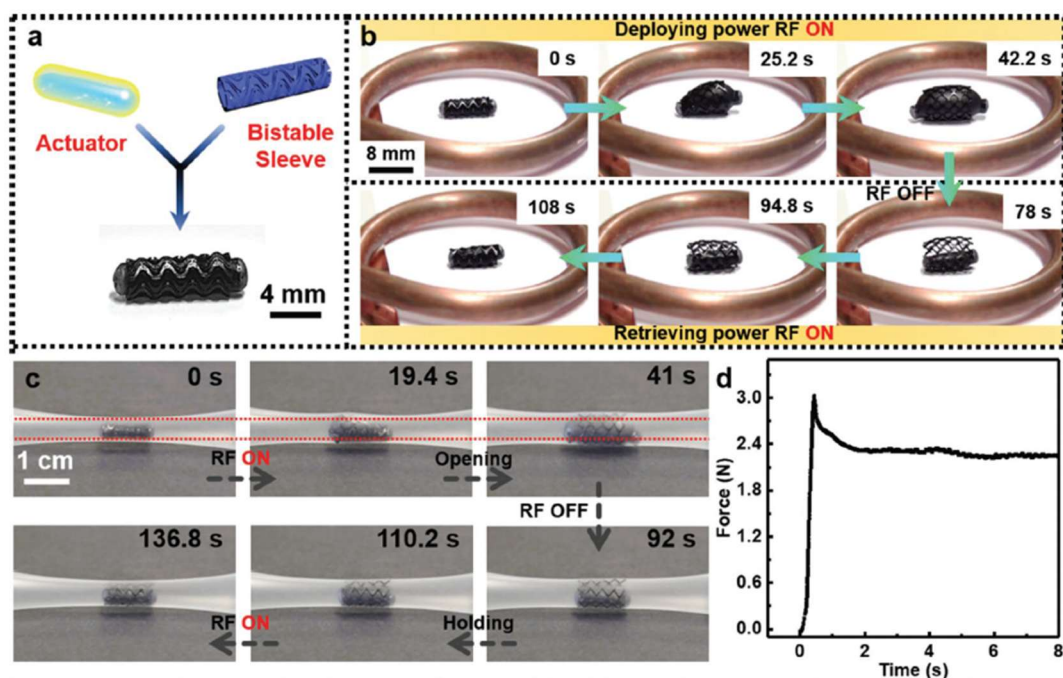
Tato práce řeší problém s omezenou silou umělých svalů a měkkých aktuátorů v lékařství. Stávající magneticky měkké aktuátory dosahují 60 μN . Při lékařských zákrocích, jako je stentování, je však třeba překonat síly větší než 1 N a tento mikrorobot dokáže vyvinout až 70 N. [11]

Vědci vyvinuli nafukujícího se robota ve tvaru balónku vyrobeného z kompozitu, kde matricí je silikonová pryž (Ecoflex) s vnitřními mikročásticemi z NdFeB a Fe_3O_4 a nanočásticemi z Fe_3O_4 . Jak lze vidět na *obr. 17 a*) balónek je navíc naplněn kapalinou (Novec 7000) s nízkým bodem varu, přibližně 30°C . Na *obr. 17 b*) je provedení stěny balónku. Jelikož je na vnější straně pouze silikonový elastomer, nedochází ke styku mezi tkáněmi a toxickými magnetickými částicemi. Balónek lze považovat za biokompatibilní. Tvrdé magnetické částice slouží k přesné navigaci a pohybu robota. Měkké částice zase slouží k ohřevu kapaliny, který funguje na principu magnetického radiofrekvenčního ohřevu, tj. vysokofrekvenční (kHz-MHz) střídání magnetického pole. Kapalina se při ohřevu vypařuje a změní se na plyn, přičemž tlak v balónku se zvýší a dojde k jeho roztažení. Na *obr. 17 c*) je testování reálného robota na vzduchu a na *obr. 17 d*) testování uvnitř prasečí koronární tepny sledované ultrazvukem. [11]



obr. 17: Magnetický balónek. a) Schéma nafouknutí balónku. b) Schéma stěny balónku z elektronového mikroskopu. c) Nafouknutí reálného balónku. d) Záznamy z ultrazvukového snímku z experimentu uvnitř prasečí koronární tepny. [11]

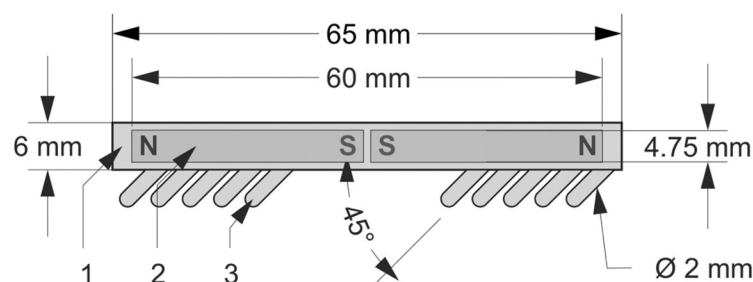
Výzkumníci provedli více experimentů, každý simuloval nějakou medicínskou aplikaci. Zvlášť pozoruhodné je zavedení stentu, viz. obr. 18 a) – d). Bistabilní stent je vyroben z tepelně reagujícího SMP a také obsahuje nanočástice Fe_3O_4 . Proces se skládá ze tří kroků. Aktivace RF ohřevu a nafouknutí balónku. Toto roztažení deformuje bistabilní objímku do stabilního stavu, kde se ukotví. Druhý krok, ohřev je vypnut, balónek se vyfoukne a stent si stále drží svůj tvar. Nakonec je opět zapnut RF ohřev, tím se stent zahřeje a vzhledem k tomu, že má tvarovou paměť, smrští se do původní velikosti. [11]



obr. 18: Zavedení stentu. a) Schéma robota a stentu. b) Test roztažení stentu. c) Testování v umělé tepně. d) Síla stentování v umělé tepně. [11]

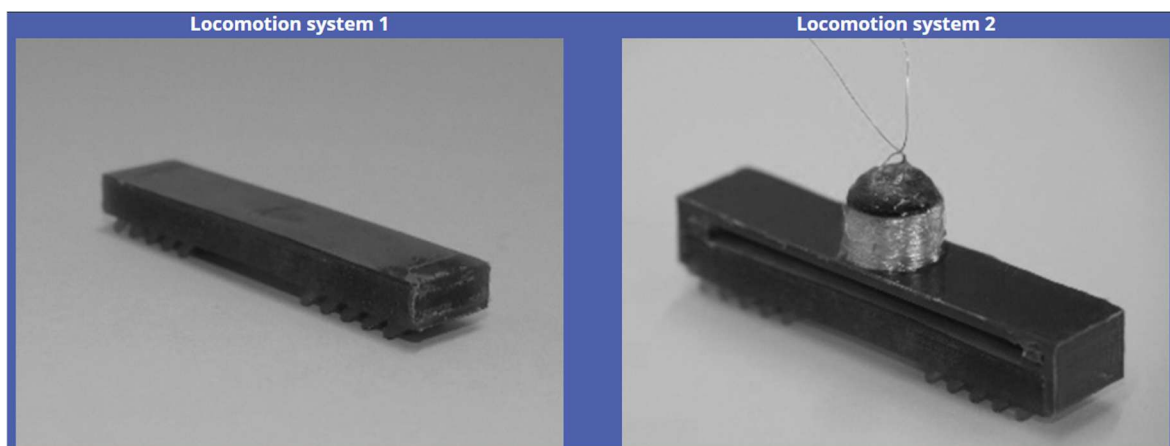
2.4.5 Multipólový magnetoaktivní elastomer pro pohyb poháněný vibracemi (2023)

V této práci vědci zkoumali systémy MAE inspirované přírodou, jako je šnekovitý systém nebo pohyb améby. Nakonec se zaměřili na vibračního šestimilimetrového robota se štětinovitými nohami. [12]



obr. 19: MAE v podélném řezu: 1) silikonový plášť, 2) magnetizovaný MAE, 3) řady silikonových štětín. [12]

Na *obr. 19* a *obr. 20* (Locomotion system 1) je robot řízený externím střídavým magnetickým polem. Na *obr. 20* (Locomotion system 2) je podobný robot, ale nad sebou má přidělaný pevný nosník, který nese elektromagnetickou cívku, jež ho pohání. I když jsou oba prototypy trochu jiné, princip pohybu je stejný. Při působení magnetického pole ve vertikálním směru se MAE ohne do tvaru U nebo do tvaru obráceného U. Při oscilaci pole robot reaguje stejně a střídá se průhyb do U nebo naopak. Díky šikmým štětinám a jejich třecím vlastnostem se při vibrování robot uvede do pohybu. Ačkoliv je druhé provedení větší a o 9 g těžší, dosáhne maximální rychlosti 70,4 mm/s, první provedení dosáhne pouze 5,1 mm/s. [12]

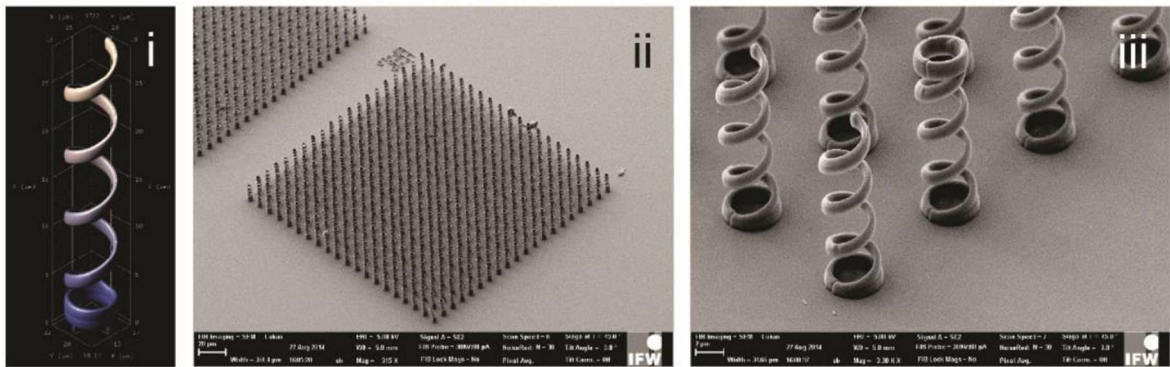


obr. 20: Prototypy štětínovitého robota. [12]

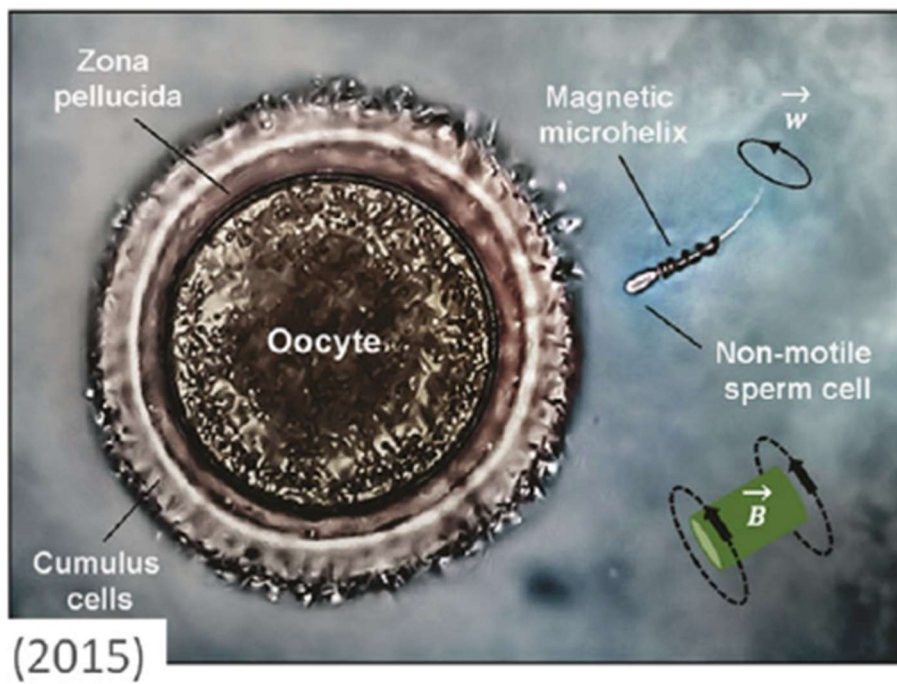
2.4.6 Buněčná přeprava nákladu: Směrem k asistované fertilizaci pomocí mikromotorů přepravujících spermie (2015)

Tento tým vědců řešil problém se spermiemi, které mají poruchy pohybu. Tato metoda by tedy mohla zefektivnit umělé oplodnění. Oproti předchozím pracím je tento, ne mikrorobot, ale mikromotor, opravdu malý, jelikož jeho rozměry se pohybují v jednotkách až desítkách μm . [13]

Mikromotor je šroubovítý plavec (viz. *obr. 21 i) - iii)*) s hlavou, která dokáže zachytit spermii. Efektivní rozměry šroubovice byly získány testováním šesti prototypů. Z testů vyšlo, že nejrychlejší je plavec se čtyřmi závity. Tento robot byl vyroben metodou DIW a potažen měkkou magnetickou dvojvrstvou NiTi. Ovládán je tří osou Helmholtzovou cívkou, která generuje rotační homogenní magnetické pole. Magnetizační profil se snaží zarovnat s magnetickým polem, tím se převádí rotační pohyb na posuvný. Experimenty prokázaly, že mikromotor dokáže efektivně selektovat spermie a dopravit je k vajíčku, jak lze vidět na *obr. 22*. Má to ale i své nevýhody. Diskutuje se o možné toxicitě povlaků. [13]



obr. 21: Šroubovitý mikromotor se čtyřmi závitů. i) 3D model. ii) – iii) Snímky z elektronového mikroskopu. [13]



obr. 22: Doprava spermie k vajíčku. [2]

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

3.1 Analýza problému

Vývoj mikrorobotů na bázi magneticky aktivních elastomerů je důležitý pro svoje potencionální využití v medicíně. Především jde o neinvazivní chirurgii a cílené dopravování léčiv. [2; 8; 9] Tento potenciál ještě zvyšuje skutečnost, že v mnoha nemocnicích je MRI, které by tyto roboty mohlo řídit [1].

Základní princip, na kterém všichni mikroroboti pracují je stejný. Je tvořen kompozitním materiálem, kde maticí je poddajný elastomer a v něm jsou rozmístěny magnetické částice. Předem naprogramovanou výrobou a vložením do specifického magnetického pole je dosaženo požadovaného pohybu. [2]

Tvarů mikrorobotů je spousta. Vědci se inspiřují přírodou (bakterie, housenky, červi, medúzy atd.), japonskými kirigami či origami, a někdy jen jednoduchými geometrickými tvary. Obecně lze tvary mikrorobotů rozdělit na mikroroboty se šroubovitým pohonem, plavce, mikroroboty s pohybem po zemi a chapadla. Velkou výzvou je realizovat mikroroboty, kteří se chovají jako jeden roj. [2] Aby robot fungoval tak jak má, je třeba ho tzv. naprogramovat. To znamená, že každá z jeho částí má předem dané magnetické vlastnosti (osa magnetizace, míra feromagnetismu atd.) Většinou jsou odlišné než vedlejší části. Používané druhy magnetických polí jsou: homogenní stacionární, homogenní rotační nebo homogenní oscilační. Zřídka kdy se využívá gradientní pole, i když jeho použití není vyloučeno. [1]

Důležitým faktorem, na který je třeba dbát při návrhu mikrorobota, je metoda výroby. Každá výroba je totiž jinak uzpůsobena na programování daných oblastí.

Vědecké práce se zaměřují buď na navrhování či testování nových geometrií mikrorobotů, metod výroby nebo na navrhování a ověření mikrorobotů, kteří plní specifický úkol v lékařství. Velký důraz je proto kladen na biokompatibilitu, případně degradabilitu materiálu.

3.2 Cíle práce

Hlavní cíl práce:

Navrhnout mikrorobota na bázi magneticky aktivních elastomerů. Mikrorobot bude navržen na konkrétní aplikaci v lékařství, kterou by mohl nahradit nebo zefektivnit. Hlavní princip bude shodný s principem MAE, avšak je možné využít i jiných principů (jako v kapitole 2.4.4). Měl by být vyrobitelný metodou 4D tisku FMD nebo DIW, která je v současné době na FSI vyvíjena.

Dílčí cíle bakalářské práce:

- popis vlastností magneticky aktivních elastomerů,
- sestavení přehledu konstrukcí mikrorobotů,
- vývoj mikrorobota za pomoci magnetických simulací (viz.: Hlavní cíl práce)

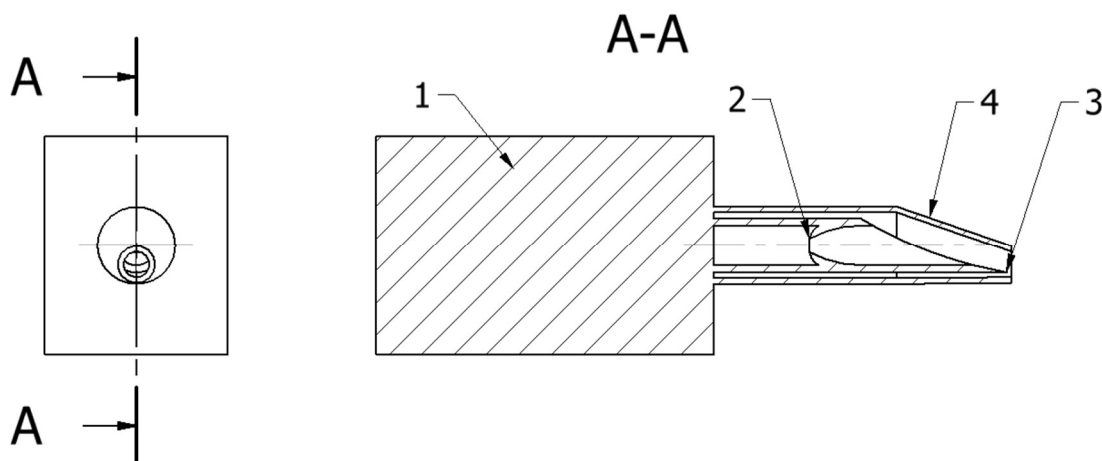
4 KONCEPČNÍ ŘEŠENÍ

V následující kapitole jsou popsány různé koncepční řešení mikrorobotů, vždy pro danou aplikaci v lékařství. Dále jsou tyto návrhy porovnány a je zvolen jeden, který bude rozpracován v kapitole 5. Nakonec je ukázán postup ověření výsledků simulace, kterou bude vybraný mikrorobot testován.

4.1 Návrhy mikrorobotů pro dané aplikace

4.1.1 Mikrorobot pro biopsii

Při biopsii je odebrána část živé tkáně, která je poté podrobena testování. Tento mikrorobot (viz. obr. 23) by se byl schopen přes krevní řečiště dopravit až k nádoru, kde by tento úkon provedl.



obr. 23: Mikrorobot pro biopsii: 1) Tělo mikrorobota z MAE. 2) Ostří, které řeže tkáň. 3) Vstup mikrorobota do tkáně/jehla. 4) Ochranný elastomer

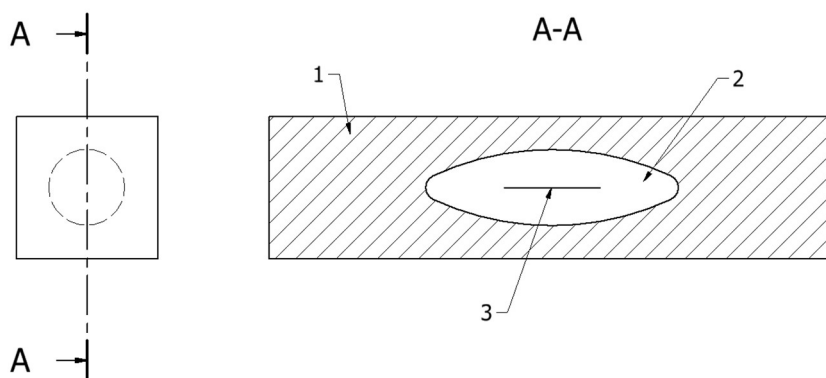
Pohyb by mohl být vykonán „taháním“ pomocí gradientního magnetického pole, nebo upevněním šroubovice za tělo robota a aplikací rotačního magnetického pole. Samotný odběr tkáně by mohl být proveden na stejném principu, avšak šroubovice by byla i na jehle. Jehla by zajela do tkáně daleko za ostří. Při zpětném pohybu by pak ostří odřízlo tkáň. Ve všech případech by ovládání muselo být prováděno s největší opatrností, aby nedošlo k poškození tkáně na nechtěném místě. Ochranným prvkem by zde mohl být měkký elastomer, obalený okolo jehly, který by po dobu dopravy bránil vpichu a v místě aplikace by se deformoval. Poté by se vrátil zpět, aby opět chránil jehlu i s jejím obsahem.

4.1.2 Mikrorobot pro odstranění trombů

Na podobném principu by mohl fungovat mikrorobot, který by odstraňoval hlubokou žilní trombózu (HŽT), tj. sraženinu krve v cévě, která brání správnému proudění krve. Robot by měl na svém těle místo jehly zabudovaný malý vrták, který by tromb uvolnil a akutní problém (přerušování krevního oběhu) by byl vyřešen. Anebo by sraženinu odebíral jako u biopsie, a tím by se zmenšilo riziko jejího uvolnění do krevního oběhu. Výběr varianty závisí na akutnosti HŽT a rychlosti jednotlivé metody

4.1.3 Doprava léčiv v kapse

Jak už bylo několikrát řečeno, cílená doprava léčiv je velice žádaná. Tento mikrorobot by dokázal dopravit léčivou látku do požadovaného místa skrze cévy, například k nádoru.

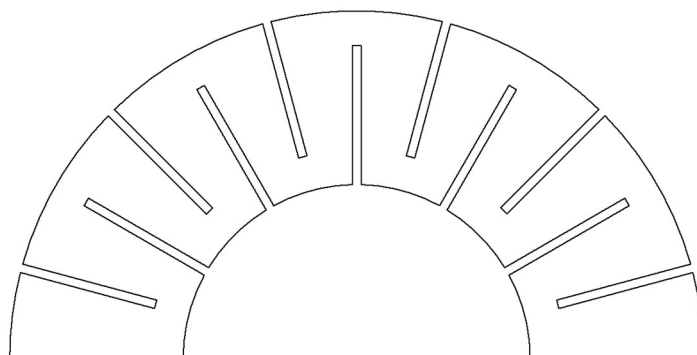


obr. 24: Mikrorobot s kapsou pro dopravu léčiv. 1) Tělo z MAE. 2) Dutina pro léčivou látku. 3) Řez pro vtok a výtok látky.

Jak lze vidět na obr. 24, jedná se o MAE s dutinou, kterou lze skrze řez naplnit tekutinou. Pohybu v krevním řečišti by šlo dosáhnout opět taháním gradientním polem, nebo přiděláním šroubovice či bičíku na konec těla. Pole by pak konalo rotační nebo oscilační pohyb. K uvolnění látky by sloužil přesně daný magnetizační profil a aplikace silného konstantního magnetického pole. Klíčovým úkolem by bylo nastavit velikost magnetického pole během manipulace s robotem tak, aby nedošlo k nechtěnému uvolnění léčivé látky.

4.1.4 Doprava léčiv v kouli

Inspirací je tzv. Hobermanova koule, dětská hračka, která se dokáže několikanásobně zvětšit. Tento mikrorobot by mohl pomoci s cílenou aplikací léčiv ve větších částech lidského těla, než jsou cévy, jako je žaludek nebo střeva. Byla by to dutá koule s přesnými řezy. Většina řezů by sahala pouze do 4/5 tloušťky, ty by umožňovaly deformaci. Dále by tu bylo dalších 6 řezů skrze celou tloušťku (každý na jedné straně osy), kterými by léčivá látka proudila tam nebo zpět. Na obr. 25 je průřez polokoule.



obr. 25: Řez návrhem mikrorobota inspirovaný Hobermanovou koulí.

Největší výzvou je vytvořit správné řezy a magnetizační profil v kouli tak, aby po aplikaci magnetického pole došlo k jejímu roztažení a uvolnění léčiva. Samotný pohyb by se realizoval valením, a to s využitím magnetického pole výrazně nižším, než je třeba pro otevření koule, aby nedošlo k nechtěnému uvolnění léčiva.

4.1.5 Housenka

Toto koncepční řešení je inspirované prací, kterou provedli na MIT už v roce 2018 (viz. kap. 2.4.1). Jedná se o malý tenký prut z MAE, se čtyřmi magnetickými oblastmi, uchycený za jeho střed. Po aplikaci homogenního magnetického pole se každá z oblastí snaží stočit ve směru pole a tím se prut ohne, jako je na *obr. 10*. Potřebné hodnoty (permeabilita, intenzita magnetického pole atd.) jsou podobné, aby bylo dosaženo co nejpodobnějšího výsledku.

4.2 Porovnání koncepčních řešení

Výše vypsaná koncepční řešení se dají rozdělit do dvou skupin. Mikroroboti pro odebrání či odstranění tkáně a mikroroboti pro cílenou dopravu léčiv.

Mikroroboti pro biopsii nebo odstranění trombózy pracují převážně staticky. Myšleno tak, že u nich nedochází k deformaci. Jejich navrhování by se tak odvíjelo spíše od vlastností odebírané tkáně nebo sražené krve. Jejich pohyb je založen na již dobře prozkoumaných mikrorobotech (viz. kapitoly 2.2.1, 2.4.4 a 2.4.6).

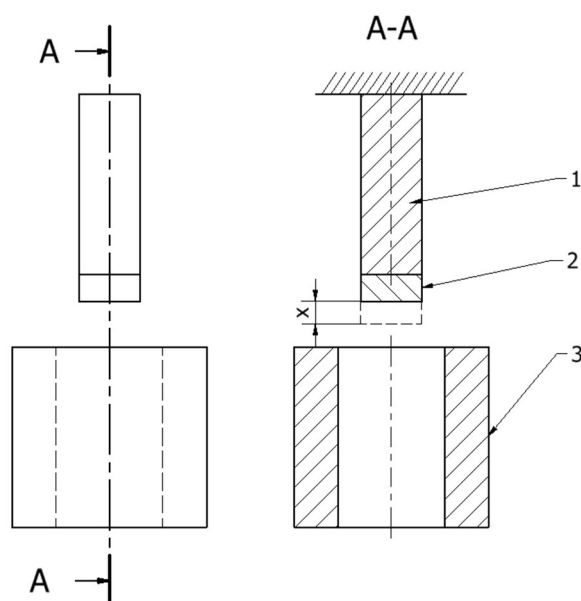
Cílené dopravování léčiv je povětšinou založeno na chemické reakci nebo tepelné aktivaci (viz. *obr. 5*). Proto je myšlenka mikrorobota s kapsou nebo dutinou nová. Rozdíl mezi mikrorobodem s kapsou a mikrorobodem inspirovaným Hobermanovou koulí je v jejich složitosti. Oba návrhy mají stejný základ. To znamená, že jsou tvořeny MAE, který se po aplikaci magnetického pole rozevře a uvolní pracovní tekutinu.

Nakonec je tu housenka. Jedná se o nejjednodušší model, který ale funguje na stejném principu jako kapsa a koule. Bude tedy simulací podrobena jako první a bude sloužit k ověření principu ohnutí MAE v magnetickém poli. Následně bude rozpracován mikrorobot s kapsou.

4.3 Metoda simulace mikrorobotů

Vybraný mikrorobot bude otestován simulací v softwaru ANSYS. Konkrétně jde o propojení modulů Electronics a Mechanical. Analýza se provádí v softwaru pomocí numerických výpočtů právě proto, že analyticky je to velice obtížné. Je třeba simulaci správně nastavit a ověřit, zda funguje správně. Proto je zde popsán jednoduchý příklad, který lze ověřit analyticky.

Je důležité zmínit, že přesnost analýzy nemusí být příliš velká. Například u navrhování hřídele je třeba zjistit její průhyb nebo natočení, protože veliké deformace by mohly ovlivnit životnost nebo správnou funkčnost stroje. Naopak u mikrorobotů, kteří pracují v tak komplexním prostředí jako je lidské tělo, je primárním úkolem zjistit tvar deformace (trend), ne její přesnou velikost.



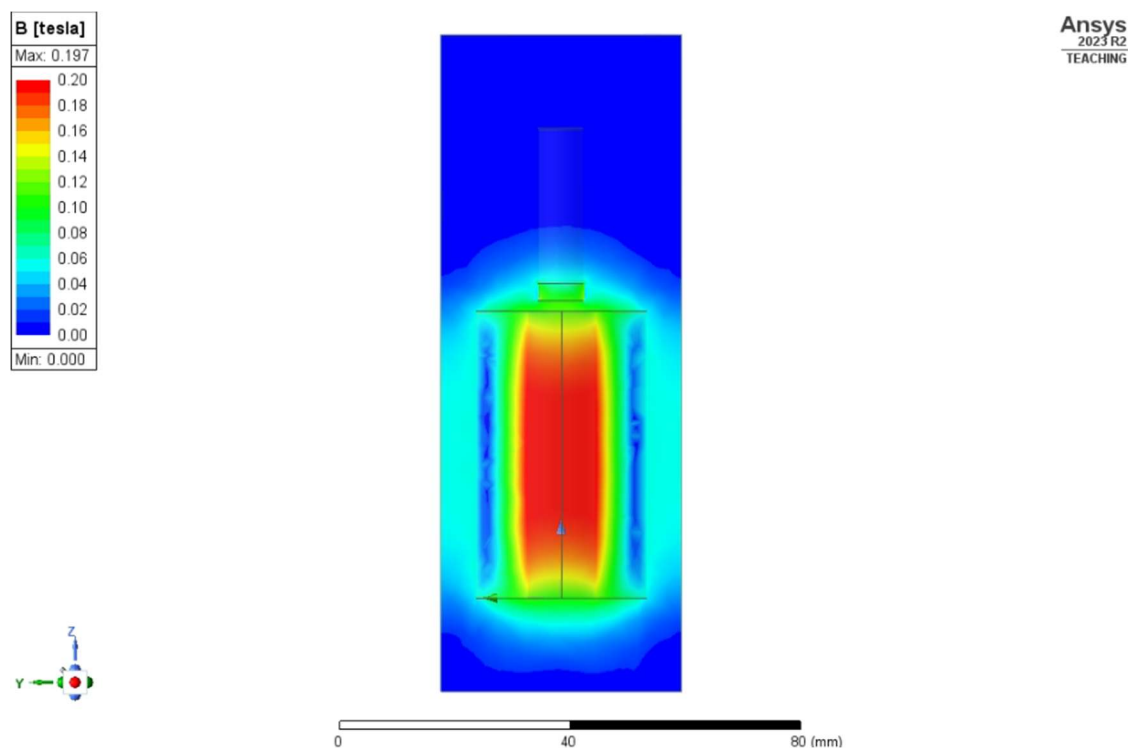
obr. 26: Příklad pro ověření simulace v oblasti lineární pružnosti. 1) Prut z MAE. 2) Část prutu, kde je „zapnuta“ síla od gradientu magnetického pole. 3) Model cívky.

Na obr. 26 je cívka o délce $L=0,05$ m, s počtem závitů $N=1000$, kterými protéká proud $I=10$ A. Nad cívku je vetknut prut z MAE o průměru $D=8$ mm a délce $L_p=30$ mm. Cívka generuje magnetické pole a v malé části prutu vzniká síla, která se snaží vtáhnout prut do cívky. Prvně je ověřeno, zda je uvnitř cívky stejná magnetická indukce.

Použit je vzorec pro magnetickou indukci uvnitř solenoidu:

$$B = \mu_0 \cdot \mu_r \cdot \frac{N \cdot I}{L} = 251,33 \text{ mT} \quad (1)$$

Na *obr. 27* je magnetická analýza, ze které lze vidět, že magnetická indukce uvnitř solenoidu dosahuje 197 mT. Lze tedy konstatovat, že numerický model byl ověřen za pomoci analytického výpočtu. Vzniklý rozdíl je důsledkem toho, že vzorec je pro dlouhý solenoid ($L \gg d$) a cívka v ANSYSu je nahrazena modelem dutého válce s vlastnostmi skutečné cívky.



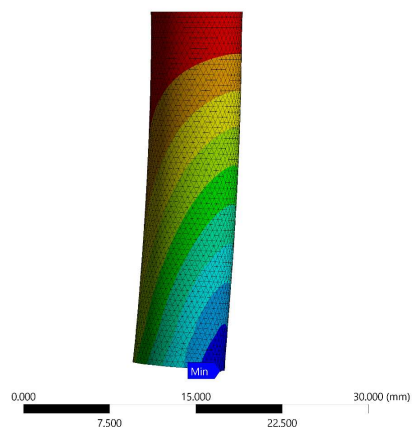
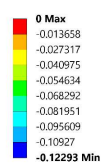
obr. 27: Magnetická indukce v solenoidu (ANSYS)

Ze stejné analýzy lze zjistit sílu $F = 0,071\,65 \text{ N}$, které působí v menší části prutu. Porovnáme hodnotu posunutí z numerické analýzy $x = 0,122\,93 \text{ mm}$ a z analytického výpočtu:

$$x = \frac{F \cdot L_p}{E \cdot S} = 0,143 \text{ mm} \quad (2)$$

Opět lze výsledky považovat za shodné a simulaci za správně nastavenou. Rozdíly mohou být důsledkem toho, že síla je distribuována pouze v prvních 3 mm prutu, a ne na jeho konci. Dalším důvodem je ohyb způsobený silami v osách x a y , které nejspíše vznikly nepravidelností sítě (jak lze vidět na *obr. 28*).

D: Static Structural
 Posunutí v z
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1 s
 Deformation Scale Factor: 10 (Auto Scale)



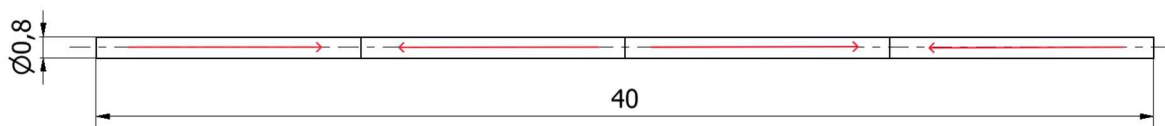
obr. 28: Deformační analýza prutu (ANSYS)

Detailní popis všech simulací, jejich nastavení a použité hodnoty jsou popsány v příloze 1.

5 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ

5.1 Housenka

Jak již bylo uvedeno, tvar i magnetické oblasti jsou převzaty z práce *Printing ferromagnetic domains for untethered fast-transforming soft materials*, kterou provedli vědci na MIT. Konkrétní rozměry housenky lze vidět na *obr. 29*.

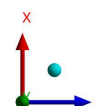
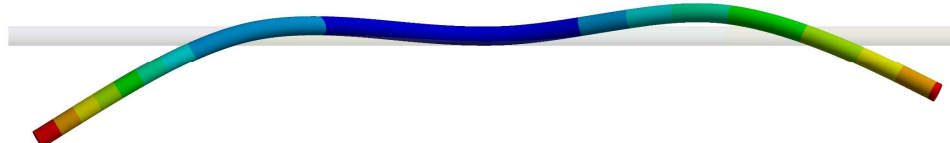


obr. 29: Tvar housenky.

Simulace je rozdělena na dvě části, magnetickou a deformačně-napěťovou analýzu (viz. příloha 1). Očekává se stejný tvar deformace jako u vědců z MIT.

F: Housenka
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1 (Unconverged) s
Deformation Scale Factor: 1.0 (True Scale)

4.8145 Max
4.2795
3.7446
3.2097
2.6747
2.1398
1.6048
1.0699
0.53494
0 Min



0.000 5.000 10.000 (mm)
2.500 7.500

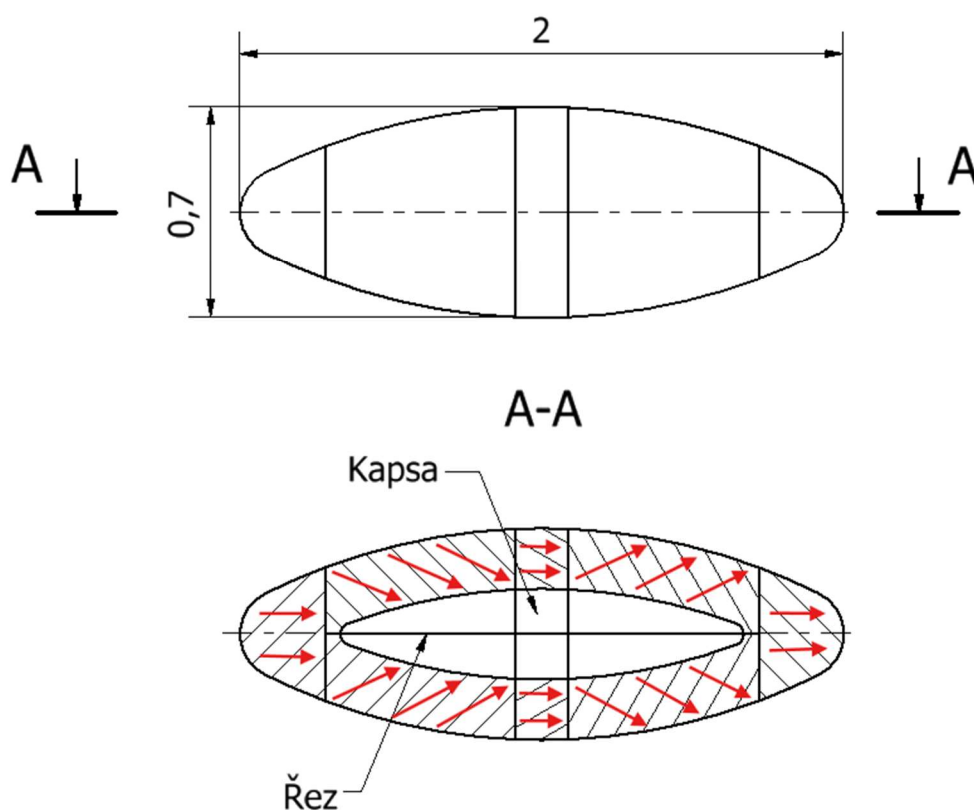
obr. 30: Simulace housenky.

Na *obr. 30* je výsledek simulace. Pozitivní zprávou je, že trend deformace je blízký očekávanému. Negativní, že její velikost dosahuje pouze zlomku očekávané deformace. Tento model tedy potvrzuje, že homogenní magnetické pole dokáže zatížit a deformovat MAE momentem bez výrazného vlivu gradientních sil.

5.2 Mikrorobot s kapsou

Úkolem tohoto mikrorobota je dopravit léčivou látku na potřebné místo, aniž by došlo ke zbytečnému zatížení celého organismu. Aktivní látka je uzavřena v kapsě uvnitř mikrorobota.

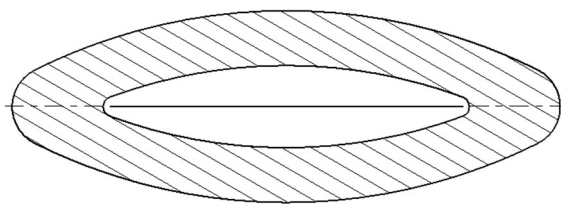
Nejdříve by byl naplněn tekutinou a následně vložen do krevního řečiště. Pohyb by byl realizován pomocí gradientního magnetického pole, avšak ne tak silného, aby došlo k rozevření a uvolnění aktivní látky na nechtěném místě. Na *obr. 31* je návrh mikrorobota s kapsou. Jedná se o magneticky aktivní elastomer ve tvaru dlouhého vajíčka s vnitřní dutinou určenou pro uložení léčivé látky. Na dvou místech je proříznut. Dále je rozdělen na 8 oblastí, kde každá má jinou magnetickou osu (znázorněno šipkami).



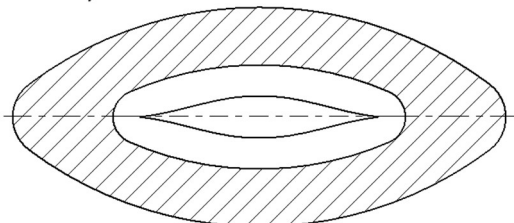
obr. 31: Mikrorobot s kapsou

Předpoklad je, že po aplikaci externího homogenního magnetického pole, čtyři z oblastí (s nakloněnými šipkami) budou mít snahu stočit se ve směru externího pole a tím se robot rozevře a dojde k uvolnění látky. Předpokládaný a přibližný tvar rozevřeného mikrorobota lze vidět na *obr. 32*.

Nedeformovaný tvar

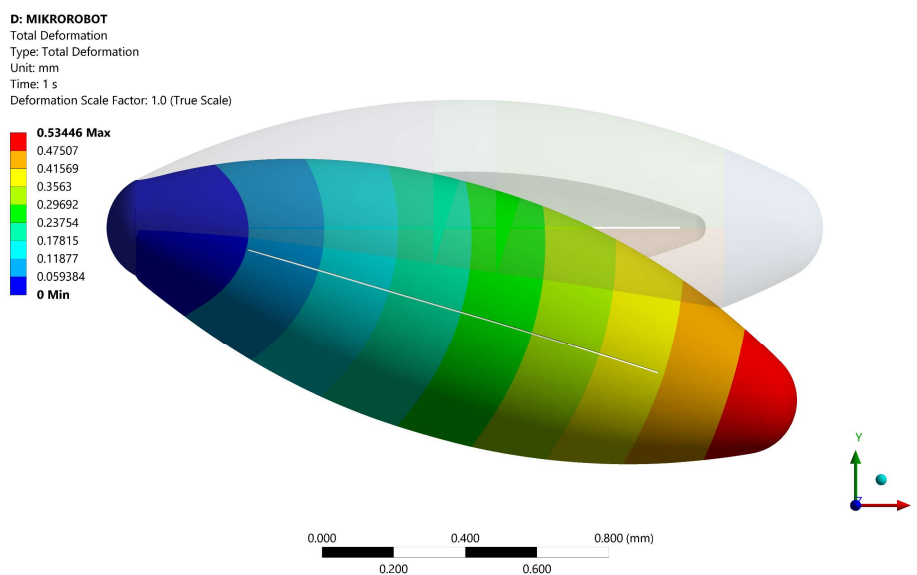


Deformovaný tvar



obr. 32: Porovnání nedeformovaného tvaru a přibližného předpokládaného deformovaného tvaru.

Dále byla provedena magnetická a deformačně-napěťová analýza. Na obr. 33 je nedeformovaný tvar i tvar deformovaný zatížením z magnetické simulace.



obr. 33: Simulace deformace mikrorobota s kapsou.

Jak lze vidět, deformace neodpovídá předpokládanému tvaru. Důvodů může být více. Pravděpodobně nejzávažnějším je, že špatným nastavením simulace dochází ke vzniku gradientních sil, které řádově převyšují zatížení momentem. Potom je vznik této deformace pochopitelný. Bylo provedeno více pokusů s nastavením této simulace. Měnila se intenzita magnetického pole, koercivita materiálu i velikost sítě prvků. Tyto pokusy dopadly buď stejně nebo ještě hůř, kdy docházelo ke kompletnímu roztržení sítě.

Výsledky z modelu ukazují, že k deformaci dochází, ale ne k žádané. Možnost předpokládané deformace to ale nevyvrací.

6 DISKUZE

Tato práce otevírá na FSI v Brně problematiku měkké robotiky, a především využití magneticky aktivních elastomerů v této oblasti. Proto jsou v první části popsány vlastnosti MAE, na jakém principu fungují, jak se vyrábějí a ovládají. Je zde popsáno, jak se mikroroboti na bázi MAE rozděluje. Napříč posledními lety je vybráno a detailněji popsáno pár vybraných prací, které se zaměřují na různé konstrukční řešení mikrorobotů.

Hlavním cílem této práce byl návrh a simulace vlastního konstrukčního řešení. Byla navržena konstrukční řešení, která by potenciálně mohla plnit úkony v medicíně, jako je biopsie, odstranění HŽT a cílené dopravování léčiv. Kromě 5. řešení (Housenky), jež slouží jako zjednodušený a testovací model. Myšlenka mikrorobota s dutinou je nová, a proto je hlavním tématem další části práce. Výsledky první simulace, ohýbání housenky, potvrzují, že magneticky aktivní elastomer je schopen se v magnetickém poli deformovat do předem naprogramovaného tvaru díky orientaci magnetických oblastí, které obsahuje. Druhá simulace, simulace mikrorobota s kapsou, ukazuje, že při složité geometrii mikrorobota dochází ke vzniku sil od gradientu magnetického pole. Tyto síly jsou pak řádově větší než požadovaný dipólový moment a dochází k nežádoucí deformaci.

Během práce vystalo mnoho problémů, které bylo potřeba vyřešit anebo obejít nějakým zjednodušením. Prvním zjednodušením je volba konstantní permeability namísto B-H křivky. Navíc tyto MAE nejsou běžně dostupným produktem, takže získání těchto informací by bylo obtížné. Dále jsou simulace prováděny v oblastech lineární pružnosti. Skutečné elastomery ale pracují v oblasti nelineární elasticity. Magnetické částice nejsou modelovány a vkládány do elastomerů tak, jak by tomu bylo ve skutečnosti. Namísto toho jsou celému elastomeru přiřazeny pouze vlastnosti odpovídající poměru mezi částicemi a maticí. Velkým problémem, který by si zasloužil svoji vlastní práci, je samotná simulace. V této práci je využíváno tzv. One-way coupling. To je právě funkce, která převádí zatížení z magnetické analýzy do deformačně-napěťové analýzy. Vystává zde problém. Při deformování si části MAE ponechávají své zatížení až do ustáleného stavu. Ve skutečnosti ale po sebemenší deformaci dojde ke změně zatížení. Jednoduše řečeno deformace i zatížení jsou na sobě závislé. Proto tato simulace představuje zjednodušený model skutečného fyzikálního děje.

V navazující diplomové práci by bylo dobré vyřešit problematiku simulace a dostat se na co nejbližší výsledek k reálnému fyzikálnímu ději. Do modelu zahrnout permeabilitu odpovídající B-H křivce a nelineární elasticitu. Využít skutečný materiál s reálnými materiálovými vlastnostmi. Vypořádat se se vznikem sil od gradientu magnetického pole vzniklého nepřesnostmi sítě. Simulovat magnetické pole tak velké, aby deformovalo MAE, ale nepřekročilo hodnotu saturace, případně nebylo silné tak, že by došlo k překročení pevnosti MAE. S hodnotou Ratio se dostat co nejbližší k 1. Případně upravit geometrii, průměr prutu u housenky a tloušťku stěn u kapsy a dosáhnout tak očekávané deformace.

Do doby, kdy by nějaký mikrorobot mohl fungovat v lidském těle, je ještě daleko. Je tu i spousta jiných potíží, a některé sahají i do jiných oblastí, než je strojní inženýrství. Jedním z těchto problémů je otázka, jak by fungoval MAE v krevním řečišti, kde je proměnlivý tlak. Na tuto otázku proudění bude s největší pravděpodobností vypsána bakalářská práce na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky na FSI. Dále jsou potíže s magnetickými částicemi, například NdFeB není biokompatibilní. Tento problém je částečně vyřešen pokrytím částic vrstvou silikonu, k dokonalosti je ale daleko. Kdyby se mikrorobot v těle ztratil nesměl by nijak poškodit organismus, a proto se v lékařství klade důraz i na biodegradabilitu, kterou však MAE zatím nemají. Obecně velkou otázkou je, jak by tyto mikroroboty byli efektivní. Třeba by dokázali cíleně dopravit léčivou látku na místo určení, ale bylo by jí nedostatečné množství. Tento problém by mohlo vyřešit více mikrorobotů, kteří by pracovali v tzv. rojovém chování. To je ale prozatím vzdálená technologie. Posledním velkým úkolem je metoda ovládání a zpětná vazba o pozici mikrorobota v těle. Jak už bylo uvedeno, velký potenciál by mělo nahradit soustavu Helmholtzových cívek a různých magnetických senzorů, častým nemocničním zařízením – magnetickou rezonancí.

7 ZÁVĚR

Práce splnila první dva cíle. Popisuje vlastnosti magneticky aktivních elastomerů, jejich princip fungování, metody výroby i způsoby ovládání. Dále jsou popsány mikroroboti na bázi MAE a jejich dělení. Nakonec je sestaven přehled konkrétních konstrukcí mikrorobotů.

V práci jsou navržena koncepční řešení pro konkrétní aplikace v lékařství. Je to mikrorobot pro biopsii, mikrorobot pro odstranění HTŽ, mikrorobot s kapsou a kulový mikrorobot s dutinou, oba pro cílené dopravování léčiv.

Byly zde provedeny jednodušší analýzy pro ověření funkce MAE. Analýza pro „tahání“ v gradientním poli vyšla dobře a shodovala se s analytickým řešením. Zopakování experimentu z MIT, ohyb housenky, potvrdilo schopnost MAE ohnout se v magnetickém poli. Simulace ale byla pouze zjednodušením skutečného fyzikálního děje. Simulace mikrorobota s kapsou odhalila problémy, které při návrhu složitějších modelů vznikají. Jde především o vznik gradientních sil.

V navazující magisterské práci by bylo dobré překonat problémy, které byly popsány v diskusi a navrhnout mikrorobota s kapsou, tak aby fungoval dle očekávání.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] LIU, Huibin; GUO, Qinghao; WANG, Wenhao; YU, Tao; YUAN, Zheng et al. A review of magnetically driven swimming microrobots: Material selection, structure design, control method, and applications. Online. *REVIEWS ON ADVANCED MATERIALS SCIENCE*. 2023, roč. 62, č. 1, s. 1-26. ISSN 1605-8127. Dostupné z: <https://doi.org/10.1515/rams-2023-0119>. [cit. 2025-11-19].
- [2] CHUNG, Hyun-Joong; PARSONS, Andrew M. a ZHENG, Lelin. Magnetically Controlled Soft Robotics Utilizing Elastomers and Gels in Actuation: A Review. Online. *Advanced Intelligent Systems*. 2020, roč. 3, č. 3, s. 1-20. ISSN 2640-4567. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/aisy.202000186>. [cit. 2025-11-19].
- [3] *Magnetické materiály*. Online. Elektronické materiály 1. 2021, 2024. Dostupné z: <https://publi.cz/books/353/07.html>. [cit. 2026-01-29].
- [4] LI, Xingxiang; SUN, Boxi; LI, Dongxiao; JING, Hao; SUN, Yuxuan et al. Magnetic Soft Actuators: Sensor-Actuator Fusion via Integrated Fabrication for Precise Control. Online. *Advanced Materials Technologies*. 2025, roč. 10, č. 18, s. 1-21. ISSN 2365-709X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/admt.202500611>. [cit. 2025-11-19].
- [5] VERITASIIUM. *Magnetic Micro-Robots*. Online. Youtube. 2019. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=N7IXymxsdhw>. [cit. 2026-02-13].
- [6] *Helmholtzova cívka*. Online. In: Wikipedia: the free encyclopedia. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Helmholtzova_c%C3%ADvka. [cit. 2026-02-14].
- [7] FENG, Pei; YANG, Feng; JIA, Jiye; ZHANG, Jing; TAN, Wei et al. Mechanism and manufacturing of 4D printing: derived and beyond the combination of 3D printing and shape memory material. Online. *International Journal of Extreme Manufacturing*. 2024, roč. 6, č. 6, s. 1-33. ISSN 2631-8644. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/2631-7990/ad7e5f>. [cit. 2026-02-16].
- [8] KIM, Yoonho; YUK, Hyunwoo; ZHAO, Ruike; CHESTER, Shawn A. a ZHAO, Xuanhe. Printing ferromagnetic domains for untethered fast-transforming soft materials. Online. *Nature*. 2018, roč. 558, č. 7709, s. 274-279. ISSN 0028-0836. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41586-018-0185-0>. [cit. 2026-02-16].

- [9] HU, Wenqi; LUM, Guo Zhan; MASTRANGELI, Massimo a SITTI, Metin. Small-scale soft-bodied robot with multimodal locomotion. Online. *Nature*. 2018, roč. 554, č. 7690, s. 81-85. ISSN 0028-0836. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/nature25443>. [cit. 2026-03-02].
- [10] XU, Tianqi; ZHANG, Jiachen; SALEHIZADEH, Mohammad; ONAIZAH, Onaizah a DILLER, Eric. Millimeter-scale flexible robots with programmable three-dimensional magnetization and motions. Online. *Science Robotics*. 2019, roč. 4, č. 29, s. 1-13. ISSN 2470-9476. Dostupné z: <https://doi.org/10.1126/scirobotics.aav4494>. [cit. 2026-03-02].
- [11] TANG, Yichao; LI, Mingtong; WANG, Tianlu; DONG, Xiaoguang; HU, Wenqi et al. Wireless Miniature Magnetic Phase-Change Soft Actuators. Online. *Advanced Materials*. 2022, roč. 34, č. 40, s. 1-13. ISSN 0935-9648. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/adma.202204185>. [cit. 2026-03-05].
- [12] REICHE, Marius; BECKER, Tatiana I.; STEPANOV, Gennady V. a ZIMMERMANN, Klaus. A Multipole Magnetoactive Elastomer for Vibration-Driven Locomotion. Online. *Soft Robotics*. 2023, roč. 10, č. 4, s. 770-784. ISSN 2169-5172. Dostupné z: <https://doi.org/10.1089/soro.2022.0106>. [cit. 2026-03-06].
- [13] MEDINA-SÁNCHEZ, Mariana; SCHWARZ, Lukas; MEYER, Anne K.; HEBENSTREIT, Franziska a SCHMIDT, Oliver G. Cellular Cargo Delivery: Toward Assisted Fertilization by Sperm-Carrying Micromotors. Online. *Nano Letters*. 2015, roč. 16, č. 1, s. 555-561. ISSN 1530-6984. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acs.nanolett.5b04221>. [cit. 2026-03-06].

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

9.1 Seznam použitých veličin

B	magnetická indukce
H	intenzita magnetického pole
B_r	remanentní indukce
H_c	koercitivní intenzita
L	délka cívky
N	počet závitů cívky
I	proud protékající cívkou
D	průměr prutu
L_p	délka prutu
μ_0	permeabilita vakua
μ_r	relativní permeabilita
M	magnetizace
E	modul pružnosti
S	plocha příčného průřezu
x	posunutí

9.2 Seznam použitých zkratk

MAE	magneticky aktivní elastomer
MRA	magneto-rheological actuator
MRE	magneto-rheological elastomer
MRI	magnetic resonance imaging
PID	proporcionální, integrační, derivační
SLA	stereolithography
SLS	selective laser lintering

<i>FDM</i>	fused deposition modeling
<i>DIW</i>	direct ink writing
<i>RF</i>	radio-frekvenční
<i>SMP</i>	shape memory polymer
<i>HŽT</i>	hluboká žilní trombóza
<i>VVU</i>	výsledné vnitřní účinky

10 SEZNAM OBRÁZKŮ

<i>obr. 1: Události v historii vývoje MRE [1].....</i>	<i>15</i>
<i>obr. 2: Hysterezní (magnetizační) křivka [3]</i>	<i>16</i>
<i>obr. 3: Pohyb magneticky aktivního elastomeru [4].....</i>	<i>17</i>
<i>obr. 4: a) (Vlevo) Spirálovitý pohon s tuhým ocasem, (Uprostřed) Spirálovití plavci, (Vpravo) Aplikace spirálovitého pohonu při asistovaném oplodnění. b) Pozemský mikrorobot pohybující se ve vrstvě vody. c) Mikrorobot inspirovaný medúzou. [2]</i>	<i>19</i>
<i>obr. 5: Janusovy částice [1].....</i>	<i>20</i>
<i>obr. 6: Příklad pozemských mikrorobotů. a) První koncept pozemského pohybu. b) Napodobení 4 druhů živočišného pohybu. c) Bloky s různými magnetickými osami. d) Skládání kirigami magnetickým polem [1].....</i>	<i>20</i>
<i>obr. 7: Magnetická chapadla. a) Chapadlový mikrorobot. b) Tepelná aktivace. c) Mikrorobot s magnetickými přísavkami[2]</i>	<i>21</i>
<i>obr. 8: Helmholtzova cívka [6].....</i>	<i>22</i>
<i>obr. 9: Využití metody DIW u 4D tisku MAE. [8]</i>	<i>23</i>
<i>obr. 10: Příklad 1D MAE [8].....</i>	<i>24</i>
<i>obr. 11: 2D MAE [8]</i>	<i>25</i>
<i>obr. 12: Milirobot s multimodálním pohybem: a) Rozměry a magnetizační profil robota. b) Teoretické i experimentální tvary deformovaného robota. c) Valení robota ve zdeformovaném tvaru jako písmeno C [9]</i>	<i>26</i>
<i>obr. 13: a) - e) Pohyby robota v kapalině i na souši. [9]</i>	<i>27</i>
<i>obr. 14: Šestiramenné chapadlo. a) Geometrie robota. b) Teorie pohybu. c) Experimentální ověření pohybu robota [10]</i>	<i>28</i>
<i>obr. 15: Vícenohý robot s pádlovacím lezením. a) Magnetizační profil robota. b) Schématické znázornění chůze robota. c) Pohled zhora v různých fázích pohybu. d) Ilustrace pohybu v konkrétním prostředí. e) Experimentální ověření v reálném prostředí. [10].....</i>	<i>28</i>
<i>obr. 16: Magneticky ovládané zrcadlo. a) Reálné provedení. b) Schématické znázornění experimentu s laserem. c) Cívky použité k ovládání. d) Trajektorie laseru (teoretická – oranžová, experimentální – modrá). [10]</i>	<i>29</i>
<i>obr. 17: Magnetický balónek. a) Schéma nafouknutí balónku. b) Schéma stěny balónku z elektronového mikroskopu. c) Nafouknutí reálného balónku. d) Záznamy z ultrazvukového snímku z experimentu uvnitř prasečí koronární tepny. [11]</i>	<i>30</i>

<i>obr. 18: Zavedení stentu. a) Schéma robota a stentu. b) Test roztažení stentu. c) Testování v umělé tepně. d) Síla stentování v umělé tepně. [11].</i>	31
<i>obr. 19: MAE v podélném řezu: 1) silikonový plášť, 2) magnetizovaný MAE, 3) řady silikonových štětín. [12]</i>	31
<i>obr. 20: Prototypy štetinovitého robota. [12]</i>	32
<i>obr. 21: Šroubovitý mikromotor se čtyřmi závity. i) 3D model. ii) – iii) Snímky z elektronového mikroskopu. [13]</i>	33
<i>obr. 22: Doprava spermií k vajíčku. [2]</i>	33
<i>obr. 23: Mikrorobot pro biopsii: 1) Tělo mikrorobota z MAE. 2) Ostří, které řeže tkáň. 3) Vstup mikrorobota do tkáně/jehla. 4) Ochranný elastomer</i>	36
<i>obr. 24: Mikrorobot s kapsou pro dopravu léčiv. 1) Tělo z MAE. 2) Dutina pro léčivou látku. 3) Řez pro vtok a výtok látky.</i>	37
<i>obr. 25: Řez návrhem mikrorobota inspirovaný Hobermanovou koulí.</i>	38
<i>obr. 26: Příklad pro ověření simulace v oblasti lineární pružnosti. 1) Prut z MAE. 2) Část prutu, kde je „zapnuta“ síla od gradientu magnetického pole. 3) Model cívky.</i>	39
<i>obr. 27: Magnetická indukce v solenoidu (ANSYS)</i>	40
<i>obr. 28: Deformační analýza prutu (ANSYS)</i>	41
<i>obr. 29: Tvar housenky.</i>	42
<i>obr. 30: Simulace housenky.</i>	42
<i>obr. 31: Mikrorobot s kapsou</i>	43
<i>obr. 32: Porovnání nedeformovaného tvaru a přibližného předpokládaného deformovaného tvaru.</i>	44
<i>obr. 33: Simulace deformace mikrorobota s kapsou.</i>	44
<i>obr. 34: Síť prvků prutu.</i>	56
<i>obr. 35: Síť prvků housenky.</i>	56
<i>obr. 36: Síť prvků kapsy.</i>	57

11 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1– simulace mikrorobotů na bázi magneticky aktivních elastomerů

Příloha 1 – simulace mikrorobotů na bázi magneticky aktivních elastomerů

1. Popis simulace mikrorobotů

Simulace byla provedena v softwaru ANSYS Workbench s využitím dvou modulů. Magnetická analýza byla provedena v modulu Electronics a deformačně-napěťová analýza v modulu Static structural respektive v modulu Mechanical. Model byl nejprve nahrán do prostředí 3D Maxwell (Electronics). Zde se aplikovalo magnetické pole. Analýza pak ukazuje, jak model zesiluje či zeslabuje magnetické pole, jak mění jeho směr a hlavně, jak toto pole působí na model. Zde může vzniknout síla od gradientu pole nebo dipólový moment. Materiálové vlastnosti, které zde byly potřeba jsou relativní permeabilita zadaná buď jako B-H křivka nebo jako konstanta a magnetická koercivita zadaná jako vektor. Pro zjednodušení byla zadávána pouze konstantní relativní permeabilita.

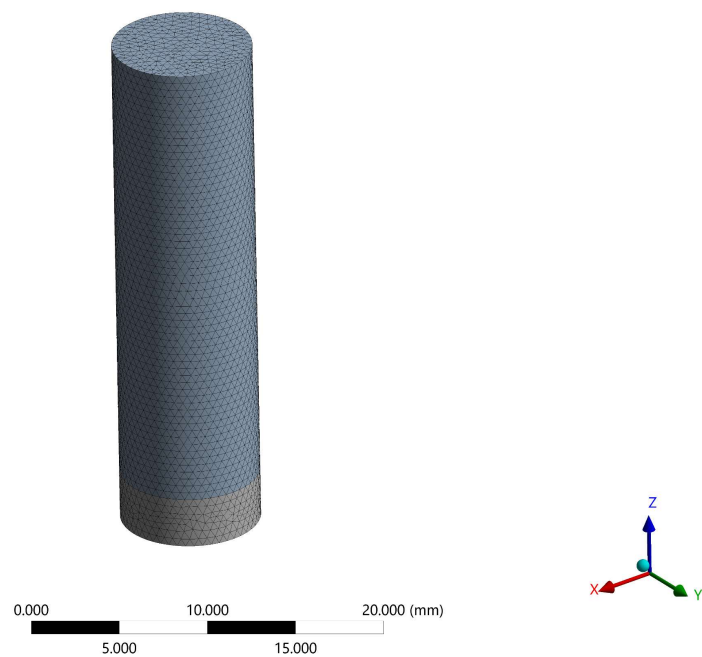
Druhým krokem bylo nahrání stejného modelu do prostředí Mechanical. Následovalo importování magnetického zatížení. ANSYS zde musí převést zatížení, které je v síti v magnetické simulaci, do sítě, které je v tomto prostředí. Tento převod sil se může lišit. Proto bylo potřeba dbát na dodržení poměru těchto sil. Tento poměr vyjadřuje hodnota Ratio. Snaha tedy byla dosáhnout Ration rovné 1. Z hlediska materiálových vlastností bylo třeba zadat pouze modul pružnosti a poissonovu konstantu. Vzhledem k tomu, že při této analýze je očekáváno dosáhnutí velkých deformací, které porušují prutové předpoklady, bylo nutné zapnout funkci Large deflection. Potom software počítá iteračně a VVU přepočítává po vzniklé malé deformaci. Nakonec bylo modelu třeba stanovit 0° volnosti. Následně analýza ukázala vzniklou deformaci.

2. Ověření simulace

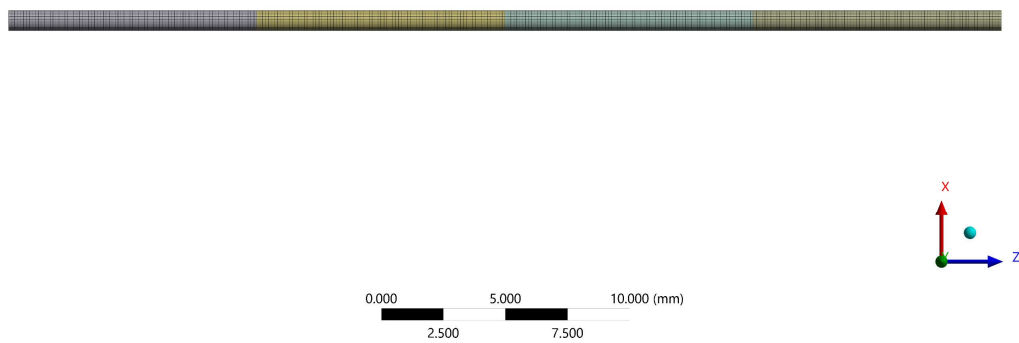
Cívkou z mědi o vnějším průměru 30 mm, vnitřním průměru 12 mm a výšce 50 mm protékal proud 10 A. Prut o rozměrech $\varnothing 8 \times 100$ mm měl relativní permeabilitu 3 a nulovou koercivitu, dále modul pružnosti o velikosti 0,5 MPa a poissonovu konstantu 0,49. Na *obr. 34* lze vidět síť prvků, na kterou je model rozdělen (Mesh). Horní plocha prutu byla zavazbena prvkem fixed support.

3. Simulace housenky

Prut o průměru 0,8 mm a délce 40 mm byl zavazben prvkem fixed support na plochu uprostřed. Jako celek měl relativní permeabilitu 1,1, modul pružnosti 0,1 MPa a poissonovu konstantu 0,49. V každé oblasti její koercivita směřovala jiným směrem (viz. *obr. 29*) avšak její absolutní hodnota byla 8000 A/m. K dosažení magnetického pole $B=120$ mT byla použita okrajová podmínka TangentialHField o velikosti 90000 A/m. Na *obr. 35* lze vidět síť prvků.



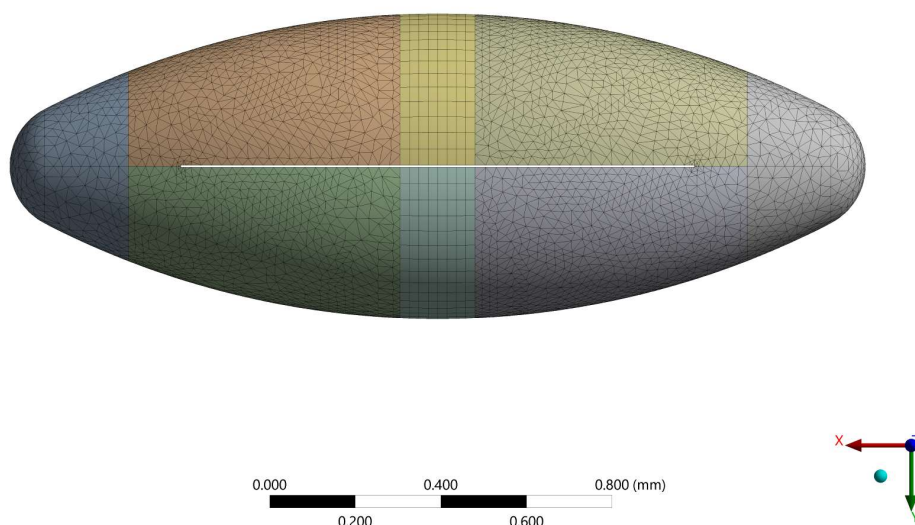
obr. 34: Síť prvků prutu.



obr. 35: Síť prvků housenky.

4. Simulace Mikrobota s kapsou

Mikrorobot s kapsou byl rozdělen na osm částí. Všechny s relativní permeabilitou 1,1, modulem pružnosti 0,5 MPa a poissonovou konstantou 0,49. Velikost magnetické koercivity byla 8000 A/m a v určitých oblastech (viz. *obr. 31*) byl její sklon pod úhlem $\pm 25^\circ$. K dosažení magnetického pole $B=115$ mT bylo použita okrajová podmínka TangentialHField o velikosti 90000 A/m. Na *obr. 36* lze vidět síť prvků. Mikrorobot byl zavazben prvkem fixed support na plochu levé polokoule.



obr. 36: Síť prvků kapsy.