

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

Elektronika a komunikace

Katedra elektromagnetického pole



**Vývoj lineárního
elektromagnetického aktuátoru
pro testování fixace hrudní kosti**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Vypracoval: Ondřej Procházka
Vedoucí práce: Ing. Karel Tesař
Rok: 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Procházka** Jméno: **Ondřej** Osobní číslo: **492067**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra elektromagnetického pole**
Studijní program: **Elektronika a komunikace**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Vývoj lineárního elektromagnetického aktuátoru pro testování fixace hrudní kosti

Název bakalářské práce anglicky:

Development of Electromagnetic Linear Actuator for Testing of Sternal Fixation

Pokyny pro vypracování:

Fixace hrudní kosti po mediální sternotomii je častý zákrok, kde se dvě poloviny hrudní kosti svazují k sobě drátem. Se současným vývojem biodegradabilní fixace vyvstává potřeba dynamicky testovat mechanické vlastnosti tohoto systému. Pro mechanické i korozně-mechanické testy se jako ideální zdroj síly jeví lineární elektromagnetický aktuátor. Student provede rešerši literatury a navrhne zařízení, kde lze díky nezávislému řízení cívek dynamicky měnit působící sílu. Následně bude diskutovat, zda je reálné dosáhnout sil potřebných pro simulaci dýchání a kašle a s asistencí sestrojí prototyp zařízení. Výsledné zařízení bude testovat na jednoduchém modelu a určí proveditelnost a směr dalšího vývoje.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Pai, S. et al. Characterization of Forces on the Sternal Midline Following Median Sternotomy in a Porcine Model. J. Biomech. Eng. 130, 2008, 051004 (7 pages).
- [2] Oriol, G., Lucio, F.: Actuator Principles and Classification Design Rules for Actuators in Active Mechanical Systems, Springer, 2010.
- [3] Brauer, J.R.: Magnetic Actuators and Sensors, IEEE Press, 2006.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Karel Tesař katedra fyziky FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **31.01.2022**

Termín odevzdání bakalářské práce: **20.05.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **30.09.2023**

Ing. Karel Tesař
podpis vedoucí(ho) práce

podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

_____ Datum převzetí zadání

_____ Podpis studenta

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze, 9. ledna 2023

.....
Ondřej Procházka

Poděkování

Poděkovat bych chtěl především mému vedoucímu, Ing. Karlu Tesařovi, bez jehož ochoty a trpělivosti bych práci nedokončil. Děkuji i všem ostatním, kteří se na tvorbě práce podíleli, zejména pánům Dvořákovi a Haškovi a slečně Bukorové.

Ondřej Procházka

Abstrakt

Tato práce si klade za cíl vytvoření prototypu lineárního elektromagnetického aktuátoru vhodného pro testování pevnosti fixace hrudní kosti po mediální sternotomii. Testování je koncipováno zejména pro biodegradabilní materiály. Z rešerše literatury je určena metodika testování a požadované vlastnosti testovacího zařízení, následně je vybrán vhodný typ aktuátoru. Dle dostupných informací jsou zvoleny přesné konstrukční parametry prototypu, který je následně s asistencí sestaven. Proveditelnost sestavení plnohodnotného testovacího zařízení je ověřena z hlediska konstrukce i ovládání. V závěru jsou popsány možné úpravy prototypu, které mohou vést k reálnému využití při výzkumu implantátů.

Klíčová slova - Lineární elektromagnetický aktuátor, mediální sternotomie, testování pevnosti, biodegradabilní implantáty

Abstract

The aim of this work is to create a prototype of a linear electromagnetic actuator suitable for testing the strength of sternal fixation after median sternotomy. Testing is designed especially for biodegradable materials. From the literature research, the testing methodology and the required characteristics of the testing device are determined, and then a suitable type of actuator is selected. The exact design parameters of the prototype are determined according to the available information and it is subsequently assembled with assistance. The feasibility of constructing a full-fledged test device is verified in terms of both design and controls. Possible modifications of the prototype, which may lead to real use in implant research, are described in the conclusion.

Keywords - Linear electromagnetic actuator, median sternotomy, strength testing, biodegradable implants

Obsah

Obsah	8
Seznam obrázků	9
Seznam tabulek	9
Seznam použitých zkratk a cizích slov	10
Seznam cizojazyčných pojmů	11
1 Úvod	13
2 Motivace	14
2.1 Mediální sternotomie	14
2.2 Způsoby fixace sternu	14
2.3 Fixace sternu pomocí hořčkových lanek	15
2.4 Síly působící na hrudní kost	16
3 Lineární aktuátory	18
3.1 Elektromechanické aktuátory	18
3.1.1 Piezoelektrické aktuátory	19
3.1.2 Elektrostatické aktuátory	19
3.2 Elektromagnetické aktuátory	20
3.2.1 Aktuátory s pohyblivou cívkou	20
3.2.2 Magnetostrikční aktuátory	20
3.2.3 Termoelektrické aktuátory	21
3.2.4 Aktuátory s feromagnetickým jádrem	22
4 Návrh a konstrukce prototypu aktuátoru	23
4.1 Požadavky	23
4.2 Konstrukce aktuátoru	24
4.3 Proces konstrukce	27
5 Měření a diskuse	29
5.1 Měřicího přístroje a úvodní testy	29
5.2 Měření aktuátoru v konečné podobě	31
5.3 Ovládání	34
5.3.1 Využití součástky	34
5.3.2 Výsledky měření s ovládáním cívek mikrokontrolérem	34
5.4 Diskuse výsledků a budoucí vývoj	35
6 Závěr	37
Literatura	38
Seznam příloh	41

Seznam obrázků

1	Nákres hrudní kosti s hlavními částmi.	14
2	Splétané Mg-Zn lanko s jehlou.	15
3	Závislost maximální tahové síly lanek na době degradace.	16
4	Schématické znázornění sil působících na sternum.	16
5	Příklady aktuátorů ovládaných tlakem tekutiny	18
6	Příklad piezoelektrického aktuátoru	19
7	Principiální schéma aktuátoru s pohyblivou cívkou	20
8	Principiální schéma bimetalického termoelastického aktuátoru	21
9	Principiální schéma monometalického termoelastického aktuátoru	21
10	Principiální schéma válcového aktuátoru s feromagnetickým jádrem	22
11	Principiální schéma aktuátoru s feromagnetickou kotvou	22
12	Křivka popisující silový průběh dechového cyklu	23
13	Křivky popisující síly vyvinuté cívkami v závislosti na průměru vodiče.	25
14	Schématický nákres vytvořeného prototypu aktuátoru.	26
15	Plášť aktuátoru s vloženými cívkami.	27
16	Jádro aktuátoru nasazené na PTFE tyči.	28
17	Zkompletovaný prototyp aktuátoru.	28
18	Testovací stanice s upnutým a napájeným aktuátorem.	29
19	Průběh přerušného měření s prvotní konstrukcí aktuátoru.	29
20	Aktuátor s kluznou vložkou.	30
21	Průběh síly v rozsahu pohybu aktuátoru.	30
22	Kompenzace tření a tíhové síly u měřených průběhů.	31
23	Průběhy pro vybrané proudy s napájením pouze středové cívky.	32
24	Průběhy pro vybrané proudy s napájením pouze spodní cívky zároveň.	32
25	Průběhy pro vybrané proudy s napájením středové i spodní cívky.	33
26	Porovnání změřeného průběhu s napájením středové i spodní cívky a součtu jednotlivých průběhů.	33
27	Průběh pro proud 2 A střední cívkou a spouštěním přes H-můstek.	34
28	Křivka v prvním přiblížení simulující požadovaný průběh síly pro simulaci dechového cyklu.	35

Seznam tabulek

1	Síly působící na sternum operovaných prasat.	17
---	--	----

Seznam použitých symbolů a zkratek

Symbol	Vysvětlení	Jednotka
F_{lat}	Laterální síla	[N]
r	Poloměr hrudního koše	[m]
l	Délka hrudní kosti	[m]
P	Rozdíl tlaků	[Pa]
Q	Elektrický náboj	[C]
r	Vzdálenost nábojů	[m]
ε_0	Permitivita vakua	[F · m ⁻¹]
α	Poměr délky a vnějšího poloměru jádra aktuátoru	[-]
β	Poměr délky a vnitřního poloměru cívk	[-]
l_m	Délka jádra aktuátoru	[mm]
r_{mOUT}	Vnější poloměr jádra aktuátoru	[mm]
l_c	Délka cívk	[mm]
r_{cIN}	Vnitřní poloměr cívk	[mm]
l_w	Délka vodiče	[m]
N_x	Horizontální počet závitů v cívk	[-]
N_y	Vertikální počet závitů v cívk	[-]
d_w	Průměr vodiče	[m]
R_w	Odpor vodiče	[Ω]
S_w	Průřez vodiče	[m ²]
ρ	Měrný odpor	[Ω·m]
Zkratka	Význam	
PSPS	Syndrom bolesti po sternotomii	
MEM	Minimální esenciální médium	
DMEM	Dulbeccovo modifikované Eaglovo médium	
Mg	Hořčík	
Zn	Zinek	
MEMS	Magneto-elektro-mechanický systém	
PTFE	Polytetrafluorethylen; teflon	
PE	Polyethylen	
PETG	Polyethylentereftalát s příměsí glykolu	
PWM	Pulzně šířková modulace	

Seznam cizojazyčných pojmů

Cizí slovo	Význam
Sternum	Hrudní kost
Manubrium	Rukojeť hrudní kosti
Xiphoid	Mečovitý výběžek hrudní kosti
Elektrokauterizace	Zcelení rány pomocí elektricky nahřátého nože
Dehiscence	Nežádoucí oddálení chirurgicky spojených částí rány
Biodegradabilita	Rozpusťitelnost v organických látkách
Bioaktivita	Schopnost způsobovat biologické procesy
Extruze	Protlačování
<i>in vivo</i>	„V živém“; Testy konané v těle
<i>in vitro</i>	„Ve skle“; Testy konané mimo tělo v umělém prostředí
Rigor mortis	Posmrtné ztuhnutí svalstva
Aktuátor	Akční člen; Měnič
Centrosymetrie	Středová souměrnost molekulární struktury
Feromagnetikum	Látka schopná spontánní magnetizace
Termoelasticita	Změna objemu/hustoty látky v závislosti na teplotě
Dilatace	Roztažení
Bimetal	Dvojkov; Struktura ze dvou kovů s různou tepelnou roztažností
<i>ex vivo</i>	„Vně živého“; Testy konané na vyjmutých částech těla
Respirace	Dýchání
Polymer	Makromolekulární řetězec složený z opakujících se částí

1 Úvod

Mediální sternotomie je běžně prováděným lékařským zákrokem používaným při operacích v oblasti hrudního koše, při němž je hrudní kost rozříznuta na dvě poloviny. Při fixaci polovin hrudní kosti zpět k sobě v některých případech dochází ke komplikacím, které by mohly být omezeny využitím vhodnějšího fixačního materiálu či metody fixace. Výzkum v této oblasti vyžaduje univerzální způsob testování těchto spojů, který co nejvíce napodobí podmínky plánovaného využití bez ohrožení zdraví lidských či zvířecích pacientů. Zařízení dostatečně blízce simulující tělní podmínky by bylo přínosné nejen z etického hlediska, ale i díky snazší kontrole průběhu testů a výsledků oproti testům prováděným *in vivo*.

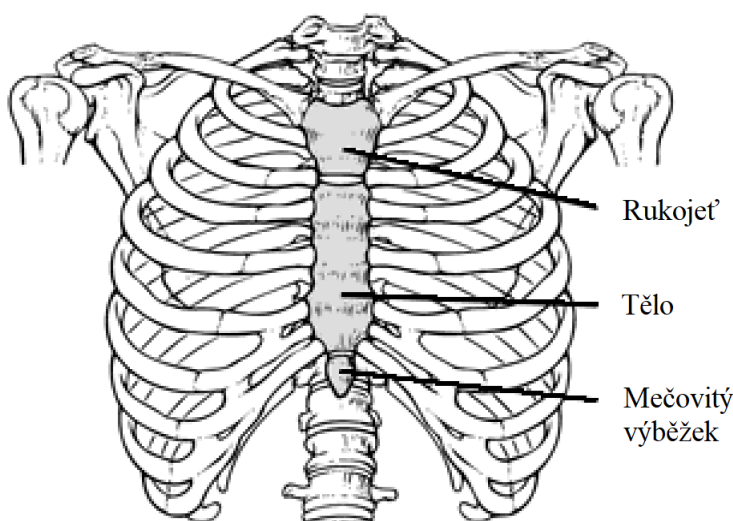
Zvláště při testování moderních biodegradabilních implantátů je vhodné, aby namáhání zkoumaného materiálu probíhalo dlouhodobě a dynamicky. Z podstaty zátěže hrudní kosti při samotné sternotomii navíc vyplývá, že takováto metoda by realitě odpovídala výrazně více, než v současnosti běžně používané jednorázové statické měření pevnosti. Vhodné se zdá využít snadno programovatelný lineární aktuátor.

V této práci jsou nejdříve rešerší dostupných informací o sternotomii a s ní spojených komplikací stanoveny požadavky na takovéto testovací zařízení a následně je vybrán odpovídající typ aktuátoru. S ohledem na modifikovatelnost a všestrannost je navržena přesná konstrukce a sestaven prototyp. Na něm je ověřena funkčnost konceptu a vyhodnocen případný další směr vývoje.

2 Motivace

2.1 Mediální sternotomie

Sternotomií se rozumí rozříznutí hrudní kosti (Obr. 1) pro přístup do hrudního koše během operace srdce, plic, průdušnice či průdušek [1,2,3]. Mediální (či střední) sternotomie, při níž je hrudní kost rozříznuta středem po celé délce od rukojeti (manubria) po mečovitý výběžek (xiphoid), je pak nejčastěji používanou variantou této operace [1]. Ač existují i alternativní způsoby otevření hrudního koše, mediální sternotomie je v současnosti nej-používanější [1], zejména kvůli snadnému přístupu chirurga k operovaným orgánům a re-lativně rychlému a málo bolestivému zotavení pacientů díky neporušení hrudního svalstva [1,2].



Obrázek 1: Nákres hrudní kosti s hlavními částmi. Převzato z [4].

Sternotomie se provádí při plné narkóze pacienta. Chirurg nejdříve rozdělí kůži nad plánovanou čarou řezu, poté zastaví krvácení podkožní tkáň elektrokauterizací a rozpůlí sternum pomocí elektrické či pneumatické pily. Po zastavení nového krvácení z kosti je pak možné hrudník rozevřít a provést zákrok [1].

Při opětovném spojení sternu po vlastní operaci je nutné zajistit, aby na sebe obě poloviny kosti přesně navazovaly a aby byly spojeny dostatečně pevně. V opačném případě může dojít k zánětům či dehiscenci, neboli oddálení polovin kosti od sebe, zejména v oblasti mečovitého výběžku [5]. Kromě zvýšené bolestivosti mohou tyto komplikace vést až k reoperaci či úmrtí pacienta [6,7].

2.2 Způsoby fixace sternu

Nejpoužívanějším způsobem spojení polovin hrudní kosti je svázání pomocí drátů z nerezové oceli [8,9]. I při této ověřené metodě se však až 5 % pacientů potýká s pooperačními komplikacemi [9], přičemž téměř polovina všech komplikací (2,4 %) je způsobena dehiscencí v důsledku nedostatečně stabilního spojení sternu a s ní spojenými záněty [10]. Důsledkem snahy o řešení tohoto problému je testování mnoha inovativních variant vázání drátů, které se soustředí jak na celkové zvýšení pevnosti, tak na zamezení jejich pronikání do kosti [8,9,11].

Kromě různých způsobů svazování drátů z chirurgické oceli jsou zkoumány i jiné materiály. Slibných výsledků dosáhla kombinace klasických drátů a splétaných stužek z polyestru Mersilene, kdy mezi skupinou takto ošetřených pacientů nedošlo ani k jedné dehiscenci [10,12]. Podobného úspěchu dosáhly i testy plochých ocelových pásků [13]. Naopak naprosto neúspěšné se ukázaly být pásy z nylonu, které vedly ke zvýšení četnosti pooperačních komplikací až na 42 % [7,14].

2.3 Fixace sterna pomocí hořčíkových lanek

Při použití ocelové fixace vzniká riziko, že tělo bude na tento materiál reagovat záněty [8]. I v ideálním případě, kdy imunitní systém na cizí materiál nereaguje, je třeba počítat se skutečností, že zůstane v těle po zbytek života, což může vést k dalším komplikacím. Mezi ty se řadí například složitější přístup do hrudního koše při případných dalších operacích nebo neschopnost přizpůsobit se růstu u dětských pacientů [15]. Zároveň značná část pacientů, až 39,3 %, pociťuje dlouho přetrvávající nepohodlí a bolesti, označované jako post sternotomy pain syndrome - syndrom bolesti po sternotomii (PSPS) [16,17]. Vzhledem k relativně malé rozšířenosti alternativních metod je obtížné prokázat obecnou spojitost mezi PSPS a ponecháním fixačního materiálu v těle, jedním z ověřených zapříčiňujících faktorů však jsou pooperační komplikace, včetně výše zmíněných zánětů [17]. Za takovýchto podmínek se jeví výhodné využití biodegradabilních materiálů, jelikož jsou v těle rozložitelné.

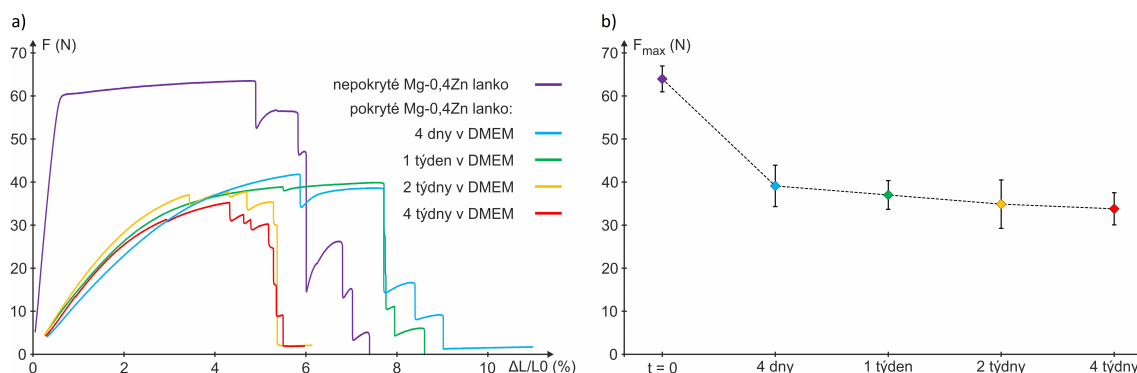


Obrázek 2: Splétané lanko ze slitiny hořčíku a zinku připevněné ke stehovací jehle. Převzato z [18].

Perspektivní se zdá použití hořčíku či některých jeho slitin. Lidský organismus je zvyklý jej zpracovávat v relativně velkém množství, a proto při rozpuštění v těle nezpůsobí komplikace [19]. Naopak se za určitých podmínek jedná o bioaktivní prvek umožňující dělení a růst kostních buněk [18], což by v implantologii, zejména při využití v blízkosti kostí, mohlo být přínosné [18,20].

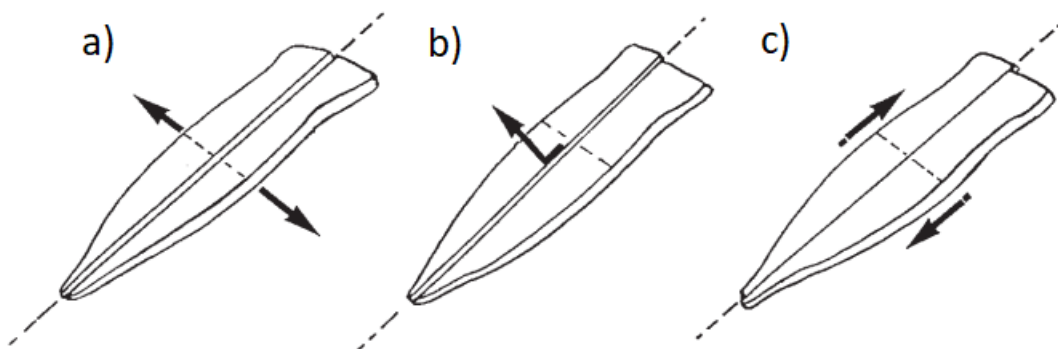
Dráty z čistého hořčíku vyráběné běžnou metodou tažení mohou být pro fixaci po sternotomii nevhodné [18], nicméně pokusy s tvorbou tenkých lanek (Obr. 2) ze slitiny hořčíku se zinkem metodou přímé extruze a jejich následné splétání ukazují slibné výsledky [18,20].

Biodegradabilita hořčíku je zároveň i jeho nevýhodou – lanka v prostředí lidského těla ztrácejí pevnost, a proto je nutné jejich chování v těchto podmínkách důkladně testovat. Pro *in vitro* simulaci prostředí těla se využívají korozní média obsahující pro organismus typické aminokyseliny a vitaminy [21]. Je tak možné pozorovat degradaci materiálu bez ohrožení pacienta. Běžně používanými roztoky jsou minimální esenciální médium (MEM) a Dulbeccovo modifikované Eaglovo médium (DMEM).



Obrázek 3: a) Závislost tahové síly na relativním prodloužení při jednoosé zkoušce tahem Mg-Zn lanek určených pro sternotomii. b) Maximální hodnoty sil odečtených při těchto zkouškách. Převzato z [18].

Jak je patrné z grafů (Obr. 3), které zobrazují výsledky statické tahové zkoušky lanek v různých stadiích rozkladu, pokrytím lanek polymerem je možné i po měsíci v DMEM dosáhnout nadpoloviční pevnosti nedegradovaných lanek, což se pro využití při fixaci sternu dětských pacientů předpokládá jako dostačující [18]. Dalším krokem musí být dynamické testování, při němž bude lanko namáháno i během ponoření v médiu, čímž se experiment mnohem více přiblíží reálným podmínkám.



Obrázek 4: Schématické znázornění sil působících na sternum. Zleva doprava se jedná o sílu laterální (a), sílu dorso-ventrální (b) a sílu kranio-kaudální (c). Převzato z [5].

2.4 Síly působící na hrudní kost

Testování pevnosti je nedílnou součástí vývoje implantátů. Během sternotomie je nutné zajistit dostatečnou fixaci polovin hrudní kosti i při působení sil (Obr. 4) spojených s dýcháním či pohybem. Tyto síly zatěžují sternum v několika osách, nicméně největší podíl na vzniku dehiscence má laterální síla (Obr. 4a), neboli rozpínání hrudního koše do stran [5].

Dle matematického modelu byl ve studii [8] určen vzorec pro výpočet maximální laterální síly F_{lat} [N] působící na sternum

$$F_{\text{lat}} = r l P \quad (1)$$

kde r je poloměr hrudníku v metrech, l je délka hrudní kosti v metrech a P je rozdíl vnitřního a vnějšího tlaku v Pascalech. Použijeme-li odhady uvedené taktéž v [8], dostaneme výslednou sílu

$$F_{\text{lat}} = 0,15 \cdot 0,25 \cdot 4 \cdot 10^4 = 1500 \text{ N} \quad (2)$$

Toto je ovšem jen teoretická maximální hodnota dosažitelná momentálně při silném kašli a pro testování se běžně používá 800 N [9] nebo i jen 400 N [5]. Po přezkoumání metodologie těchto studií se však i tyto síly jeví jako nerealisticky velké, volené nikoli na základě reálné zátěže v těle, ale dle síly potřebné k deformaci fixačního materiálu. Zároveň jsou výsledky zkrasleny testováním na modelech či mrtvých tělech, kde rigor mortis zcela mění dynamiku hrudního svalstva.

Autoři článku [22] došli ke stejným závěrům a tuto domněnku potvrdili měřením na živých prasatech o hmotnosti 49 – 68 kg, tedy přibližně porovnatelnými s lidskými pacienty. Experiment ukázal, že dle očekávání byla ze sil působících na hrudní kost nejvyšší síla laterální, avšak všechny síly byly výrazně nižší, než bylo dříve odhadováno. Podle vzorce (1) mohla prasata dosáhnout síly až 1200 N [22], po sečtení maximálních statických a dynamických sil¹ naměřených na manumbriu a xiphoidu² byla však maximální síla při prudkém kašli pouze 116,4 N.

Tabulka 1: Průměrné síly působící na sternum živých operovaných prasat ($n=3$) při normálním dýchání (N) a kašli (K) rozdělené dle směru působení. Laterální složka byla měřena zvlášť na manumbriu (m -) a xiphoidu (x -). Data vybrána z tabulek 2 a 3 v článku [22].

	Průměrná síla [N]			
	m -laterální	x -laterální	kranio-kaudální	dorso-ventrální
Statická (N)	22,2	10,7	5,1	9,8
Statická (K)	21,8	15,0	5,1	10,3
Dynamická (N)	0,6	3,4	1,0	0,4
Dynamická (K)	43,8	35,8	9,0	10,0

Z těchto dat autoři článku usoudili, že spíše než kvůli jednorázovému přetížení dochází k dehiscenci kvůli dlouhodobému cyklickému zatěžování v tělním prostředí a tím způsobené erozi jak spojového materiálu, tak přiléhající kosti. To potvrzuje nutnost testování nových fixačních metod nejen jednorázovými tahovými zkouškami, ale i opakovaným nižším zatížením.

¹Statická síla působí na sternum vždy, bez ohledu na fázi dechového cyklu, zatímco dynamická se během dýchání mění a v tabulce je zachyceno její maximum. Výsledná síla naměřená na konkrétním místě hrudní kosti je jejich součtem.

²Jelikož byla laterální síla měřena zvlášť na manumbriu a xiphoidu, ale pro naše účely potřebujeme znát laterální sílu celkovou, je vhodné tyto složky sečíst.

3 Lineární aktuátory

Aktuátor (či akční člen) je zařízení měnící vnější řídicí veličinu na veličinu mechanickou [23,24]. Tato práce se bude zabývat pouze lineárními aktuátory, jejichž výstupem je posuvný pohyb v jedné ose. Mechanické působení takového aktuátoru je primárně popsáno silou a rozsahem pohybu kotvy aktuátoru (např. pístu), sekundárně pak odvozenými veličinami, zejména výkonem a mechanickou prací [23].

Aktuátory lze rozdělit dle podstaty vstupní veličiny. Ač existují i jiné principy, využívající například materiály s tvarovou pamětí, nejběžněji využívanými kategoriemi jsou akční členy řízené tlakem tekutiny a elektromechanické aktuátory.

Pro první z těchto kategorií je vstupní veličinou tlak tekutiny (Obr. 5). Podrobněji je lze členit na pneumatické, které jsou ovládány stlačitelným plynem, a na hydraulické, jež tlak přenáší pomocí nestlačitelné kapaliny, většinou minerálního oleje. Obě kategorie jsou často využívány v průmyslu, zejména díky vysokému poměru dosažitelné síly na velikost aktuátoru a velkému rozsahu pohybu pístu. Vysoké tlaky v nich však mohou být nebezpečné a mohou vést k úniku provozního média. U pneumatických zároveň dochází k výrazným ztrátám kvůli stlačitelnosti vzduchu [23].



Obrázek 5: Příklady aktuátorů ovládaných tlakem tekutiny. Na levé straně je hydraulický píst od výrobce Bosch, na pravé pneumický aktuátor společnosti Festo. Fotky převzaty ze stránek distributorů [25,26].

Aktuátory elektromechanické jsou řízené elektrickým signálem, který může mít formu proudu, napětí nebo náboje. Převod elektrické energie na mechanickou je nejčastěji realizován pomocí indukovaného magnetického pole, nicméně existují i elektromechanické aktuátory využívající jiných principů [23,24].

3.1 Elektromechanické aktuátory

S ohledem na charakter zatěžování se v této práci zaměříme na aktuátory elektromechanické. Jak bylo již řečeno, nejběžněji využívané elektromechanické měniče využívají k převodu elektřiny na pohyb magnetické pole. Vedle nich jsou však využívány i jiné fyzikální principy, jako je piezoelektrický jev, elektrostatická síla nebo elektrostriktce. Ty se však kvůli nízké výstupní síle, malému rozsahu pohybu či jiným omezením běžně využívají jen ve specifických aplikacích, zejména spojených s elektromagnetickou kompatibilitou nebo miniaturizací a výrobou MEMS – mikro-elektro-mechanických systémů [23].

3.1.1 Piezoelektrické aktuátory

K piezoelektrickému jevu dochází nejčastěji u krystalů s necentrosymetrickou krystalovou strukturou či u speciálních druhů keramiky a polymerů. Deformací se v nich vytváří dipóly, tudíž materiál mění mechanický pohyb na elektrický náboj. Tento jev platí i inverzně, tedy při vložení do elektrostatického pole dochází u piezoelektrických materiálů k deformaci [27].



Obrázek 6: Piezoelektrický aktuátor firmy Noliac. Převzato ze stránky distributora [28].

Inverzní piezoelektrický jev se dá snadno využít pro konstrukci aktuátorů (Obr. 6), které vynikají přesností v řádu nanometrů, mimořádnou efektivitou, rychlostí odezvy a potenciálem vyvinout vysoké síly. Jejich přesnost, absence magnetických polí a jednoduchá mechanická konstrukce vedou ke snadné miniaturizaci. Zároveň díky vlastnostem krystalové mřížky mohou v závislosti na působícím elektrostatickém poli vyvinout sílu v různých směrech, což umožňuje řadu inovativních a jinak složitě proveditelných využití. Jsou však vysoce nelineární a mají velmi malý rozsah pohybu, což je činí pro řadu účelů nepoužitelnými [23].

3.1.2 Elektrostatické aktuátory

Tyto měniče jsou založeny na interakci mezi elektrickými náboji, kterou popisuje Coulombův zákon. Mezi dvěma elektrickými náboji působí přitažlivá síla F [N] odpovídající vzorci

$$F = \frac{Q_1 Q_2}{4\pi\epsilon_0 r^2} \quad (3)$$

kde Q_1 a Q_2 jsou velikosti interagujících nábojů v Coulombech, r je jejich vzájemná vzdálenost v metrech a $\epsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$ je permitivita vakua.

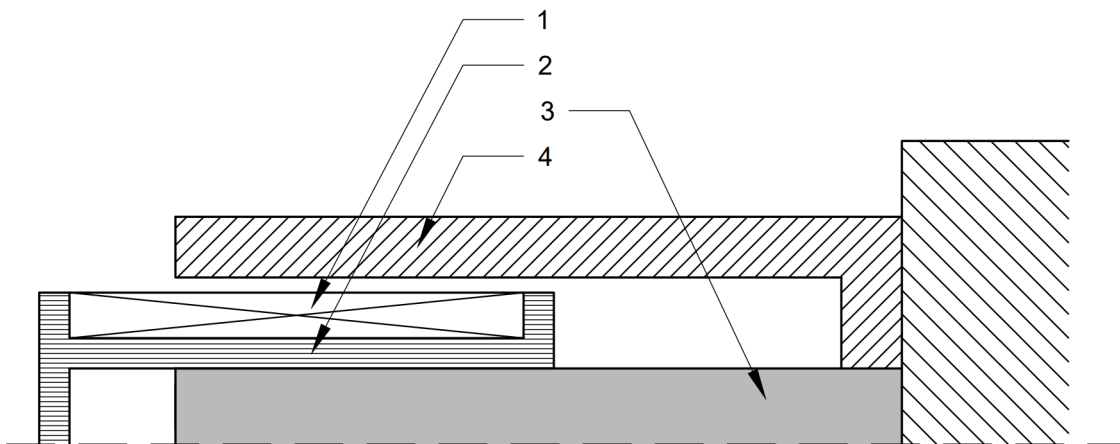
Elektrostatické aktuátory často konstrukčně připomínají miniaturní deskové kondenzátory, kde se jednotlivé desky mezi sebou po nabití přitahují či odpuzují a tak způsobují pohyb. Jelikož elektrostatické měniče dosahují menších sil než jejich magnetické protějšky, jsou, podobně jako piezoelektrické aktuátory, vhodné zejména pro technologii MEMS, kde výhody jejich jednoduché konstrukce a absence magnetického rušení převažují nad nedostatky [23].

3.2 Elektromagnetické aktuátory

Tyto akční členy lze rozřadit do dvou kategorií, podle toho, zda mění elektrickou energii na pohyb přímým či nepřímým využitím magnetického pole. Aktuátory s nepřímým využitím magnetického pole nepoužívají elektromagnetické pole k pohybování kotvou, ale s pomocí řady fyzikálních jevů způsobují kontrolovanou deformaci svých součástí, která je následně vhodným konstrukčním provedením přeměněna na požadovaný pohyb. Oproti tomu elektromechanické měniče využívající sílu magnetického pole přímo obsahují kotvu, která se v magnetické poli pohybuje. Kotva může být v různých typech tvořena feromagnetikem, permanentním magnetem nebo cívkou, [23,24].

3.2.1 Aktuátory s pohyblivou cívkou

Aktuátory s pohyblivou cívkou (Obr. 7) využívají principu Lorentzovy síly, která působí na vodič protékáný proudem v magnetickém poli. Aktuátor využívající tohoto jevu se zpravidla skládá z cívky (1), která je připevněna k pohyblivému nemagnetickému jádru (2), z permanentního magnetu (3) a feromagnetického pláště (4). Permanentní magnet vytváří statické magnetické pole, s jehož tokem cívka interaguje prostřednictvím zmíněné Lorentzovy síly. Ta je kolmá na směr elektrického proudu i magnetickou indukcí a v závislosti na polaritě magnetu a směru proudu cívku s jádrem může vtahovat i vytlačovat. Síla, s jakou jádro působí, je řízena velikostí stejnosměrného proudu, jelikož síla magnetického pole je téměř neměnná.



Obrázek 7: Principiální schéma aktuátoru s pohyblivou cívkou.

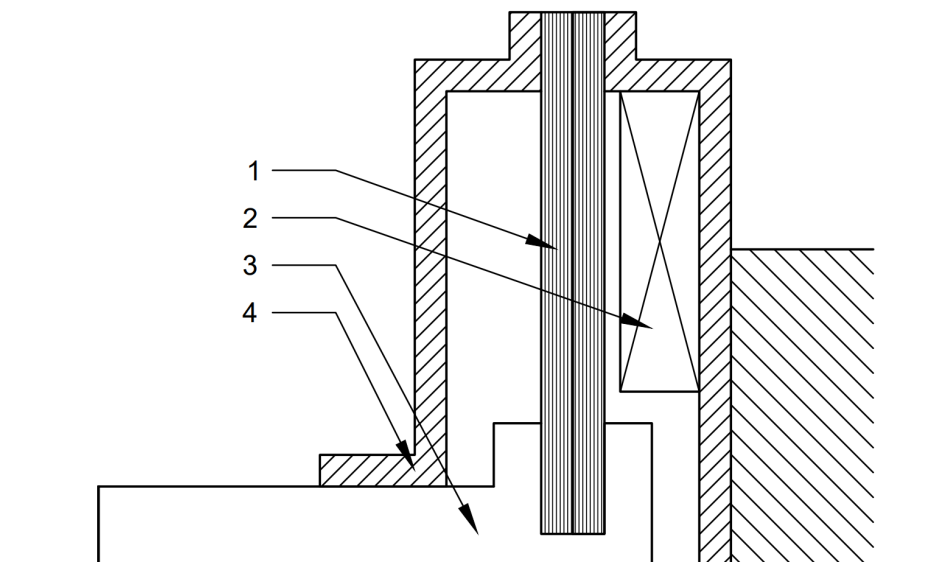
Neměnnost magnetického pole znamená, že plášť nemusí být magneticky měkký a aktuátor má malou hysterezi. Komplikací je nutnost připojení napájení na pohyblivou cívku. Hlavní uplatnění této konstrukce nalezneme v aktuátorech pohybujících membránou reproduktorů, nicméně lze vytvořit i robustnější měniče schopné vyvinout vyšší síly [23,24,29].

3.2.2 Magnetostrikční aktuátory

Feromagnetické materiály po vložení do magnetického pole mění své rozměry v ose působení pole. V závislosti na materiálu může jít o zkrácení i o prodloužení. Toho se dá využít pro konstrukci aktuátorů s vlastnostmi podobnými piezoelektrickým, nicméně oproti nim musí navíc obsahovat relativně rozměrný induktor a magnetické pole může způsobovat rušení okolních součástí. I přesto se magnetostrikční aktuátory v řadě aplikací upřednostňují, jelikož jsou při stejné velikosti schopné vyvinout vyšší sílu a mají nižší hysterezi, tudíž mohou reagovat na řízení ještě rychleji než piezoelektrické [23].

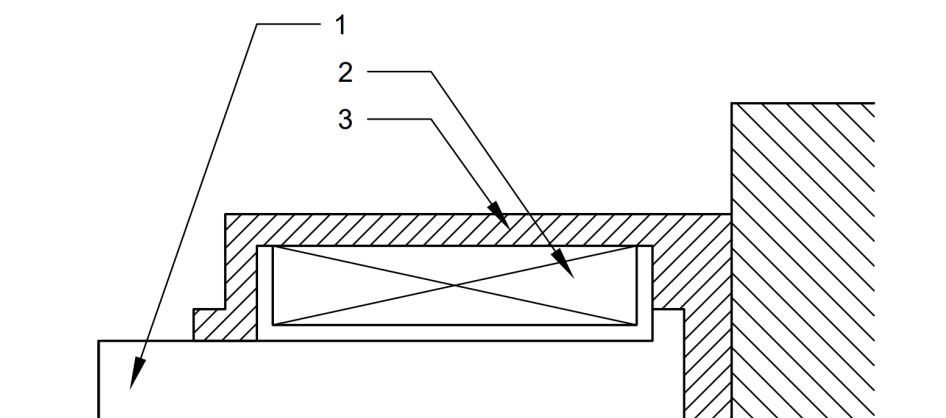
3.2.3 Termoelastické aktuátory

Tyto aktuátory využívají k vyvolání pohybu teplotní roztažnosti kovů. Jsou schopné vyvinout vysoké síly, zároveň jsou však vysoce teplotně závislé a pomalé [23]. Konstrukčně se dělí na monometalické a bimetalické, jejichž princip je popsán na následujících obrázcích.



Obrázek 8: Principiální schéma bimetalického termoelastického aktuátoru.

Bimetalické aktuátory (Obr. 8) využívají rozdílné teplotní roztažnosti dvou kovů, z nichž se skládá dilatační prvek (1). Cívkou (2), umístěnou v jeho blízkosti, protéká střídavý proud, který vytvoří proměnné magnetické pole, čímž se v elektricky vodivém dilatačním prvku indukují vířivé proudy způsobující jeho zahřátí. Bimetal se ohne a tím způsobí pohyb elektricky nevodivého táhla (3). Celá konstrukce je uzavřena v izolacím plášti (4).



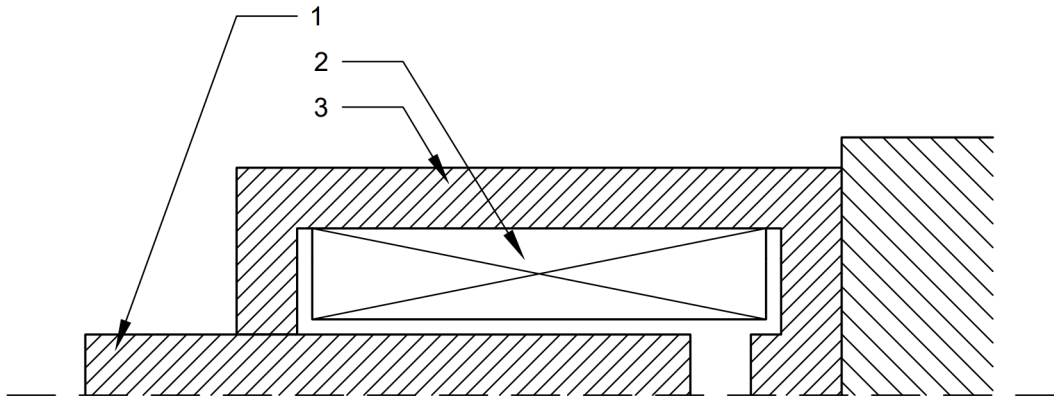
Obrázek 9: Principiální schéma monometalického termoelastického aktuátoru.

Monometalický aktuátor (Obr. 9) využívá rovněž teplotní roztažnosti, ale jeho dilatační prvek (1) se skládá jen z jednoho materiálu a běžně působí na externí těleso přímo. Zahřívání je založeno na stejném principu, tedy cívka (2) indukují v dilatačním prvku vířivé proudy, které ho ohřejí. Aktuátor je opět uzavřen v izolacím plášti (3).

Při srovnatelném napájení a rozměrech dosahují bimetalické aktuátory většího posuvu, zatímco monometalické jsou schopné působit vyšší silou [24].

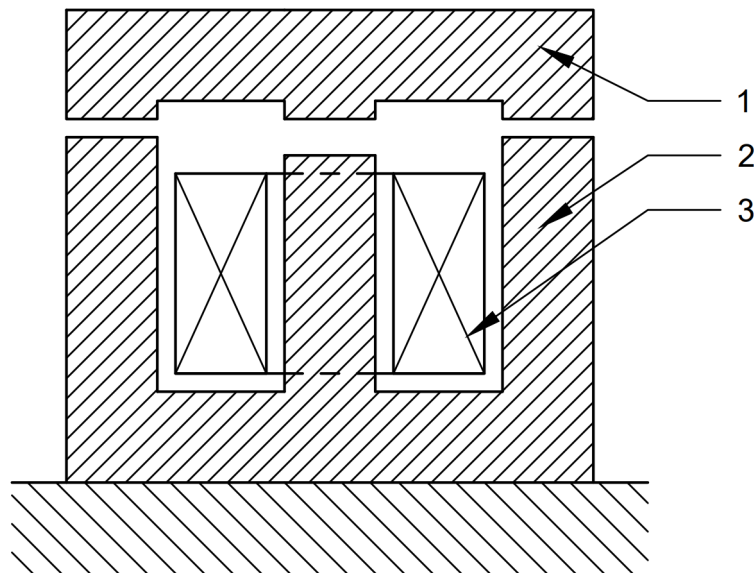
3.2.4 Aktuátory s feromagnetickým jádrem

Elektrický obvod aktuátoru s feromagnetickým jádrem je zpravidla tvořen solenoidní cívkou, magnetický pak nepohyblivým pláštěm a pohyblivým jádrem. Řídicí proud je vpuštěn do cívky, která ve feromagnetiku indukuje magnetické pole. Jádro je magnetickým polem manipulováno tak, aby byla minimalizována reluktance magnetického obvodu, čili vzduchová mezera [23,24].



Obrázek 10: Principiální schéma válcového aktuátoru s feromagnetickým jádrem.

Běžná je architektura válcového tvaru zobrazená na nákresu (Obr. 10). Pohyblivé jádro (1) je při připojení cívky (2) ke zdroji vtahováno do pláště (3). Magnetické pole vytváří požadovanou přitažlivou sílu v lineárním směru jen u vnitřního konce jádra, zatímco tok pole mezi pláštěm a stranami jádra k využitelné síle nepřispívá [29].



Obrázek 11: Principiální schéma aktuátoru s feromagnetickou kotvou.

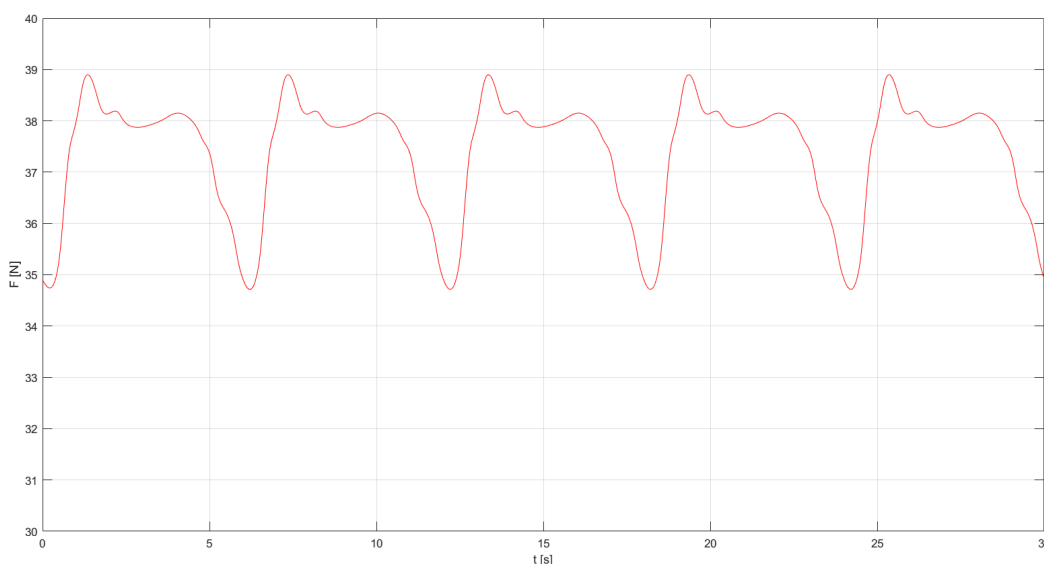
Alternativou je například konstrukce na obrázku (Obr. 11), připomínající relé. Kotva (1) a nepohyblivé jho (2) spolu uzavírají magnetický obvod. Magnetické pole je indukováno proudem procházejícím skrz cívku (3), která je navinuta kolem středového sloupku jha. U této konstrukce magnetické pole přispívá k účinné síle přitahující kotvu efektivněji, a proto tento typ může při stejném objemu vyvinout vyšší síly [29].

4 Návrh a konstrukce prototypu aktuátoru

4.1 Požadavky

Podle informací v sekci 2.4. lze určit tvar i velikost silového průběhu, který by měl aktuátor určený pro testování pevnosti spojů sternotomie být schopen produkovat. Z výsledků studií zabývajících se silami působícími na hrudní kost lze vyvodit, že spoj je většinu času namáhán pouze relativně málo proměnnými silami, které výrazně rostou pouze v případě kašle. Zároveň bylo ukázáno, že laterální síla má zdaleka nejvyšší vliv na deformaci spoje, ale ostatní osy působení nejsou pro přesné napodobení zanedbatelné, zvláště po uvážení jejich vlivu na erozi kosti a drátu/lanka kvůli tření [22]. Zdá se vhodné provádět dlouhodobé testování kopírující běžný dechový cyklus složený ze statické a dynamické části, který bude v pravidelných intervalech prokládán simulací intenzivního kašle, při kterém může dojít k selhání materiálu poškozeného trvalým namáháním. Tento přístup nebere v potaz síly způsobené běžným pohybem pacienta, nicméně kvůli testování uskutečněnému jen *ex vivo* či na prasatech je nemožné získat v tomto ohledu relevantní data.

Pro prvotní experiment bylo rozhodnuto, že pro ověření funkčnosti prototypu aktuátoru bude dostačující působení jen v jedné ose. Cílem tedy bude simulovat sílu laterální, jelikož má jak největší vliv na pevnost fixace, tak celkově nejvyšší amplitudu, z čehož plyne, že nároky na případné dodatečné aktuátory působící v jiných směrech budou nižší.



Obrázek 12: Křivka popisující silový průběh dechového cyklu.

Tvar křivky popisující průběh laterální síly při dýchání byl převzat z [22]. Následně byl získaný průběh za pomoci programu MATLAB pro naše účely upraven. Frekvence dechových cyklů byla přepočítána tak, aby odpovídala respiraci dospělého člověka, tedy 10 nádechů za minutu. Jelikož aktuátor bude působit na celé sternum najednou, ale v tabulce (Tab. 1) je laterální síla rozdělena na dvě složky, je třeba tyto složky sečíst. Působící síla v našem průběhu byla přeskálována tak, aby minima odpovídala průměrné statické síle³, tedy 34,9 N. Dynamická síla, tedy rozdíl minima a maxima průběhu, je pro klidné dýchání 4 N a pro prudký kašel 79,6 N. Křivka byla poté vyhlazena metodou „smoothing spline“. Na obrázku (Obr. 12) je zobrazen průběh klidného dýchání, který bude v pravidelných intervalech prokládán jednou či dvěma po sobě jdoucími periodami napodobujícími kašel.

³Jelikož statická síla by se neměla pro klidně dýchající a kašlající pacienty výrazně lišit, byla prostým aritmetickým průměrem určena jednotná statická hodnota pro oba druhy průběhu.

Pro úspěšnou reprodukci této zatěžovací křivky vyvstávají následující požadavky: aktuátor musí kvůli relativně komplikovanému průběhu být možno digitálně ovládat a musí být schopen vyvinout sílu alespoň 114,5 N.

Pro takovouto činnost je vhodné vybírat z elektromechanických aktuátorů. Aktuátory řízené tlakem kapalin mají příliš malou přesnost určení síly i pozice pístu, nejsou schopny dostatečně rychlé změny síly a v případě pneumatických aktuátorů by bylo nutné zajistit rozvod stlačeného vzduchu. Piezoelektrické, elektrostatické a magnetostrikční aktuátory nedosahují dostatečného rozsahu pohybu, proto také nejsou pro testování vhodné. Termoelektrické aktuátory nejsou schopny vyvinout dostatečně rychlou odezvu pro přesné modelování silového profilu. Nejvhodnějšími variantami jsou tedy pro tuto aplikaci aktuátory s feromagnetickým jádrem nebo s pohyblivou cívkou.

4.2 Konstrukce aktuátoru

Dříve nezmíněným kritériem pro výběr typu a konstrukce aktuátoru je modifikovatelnost. Jelikož se jedná o první prototyp, s jehož pomocí má být vytvořen relativně složitý průběh, je nutné počítat s možností, že některé konstrukční prvky bude nutné nahradit alternativami s jinou geometrií či vlastnostmi, či že nežádoucí chování bude muset být kompenzováno řídicím programem. S touto myšlenkou byl pro finální výrobu zvolen aktuátor s feromagnetickou kotvou a třemi samostatně říditelnými shodnými cívkami. Cívky budou odděleny feromagnetickými prstenci. Celý aktuátor bude modulární – všechny části bude možné bez komplikací vyjmout a nahradit alternativami z jiných materiálů či o jiných rozměrech.

Rozměry cívek a jádra byly určeny podle ideálních poměrů pro maximální vyvinutou sílu uvedených v [30]. Ty jsou

$$\alpha = \frac{l_m}{r_{mOUT}} \quad (4)$$

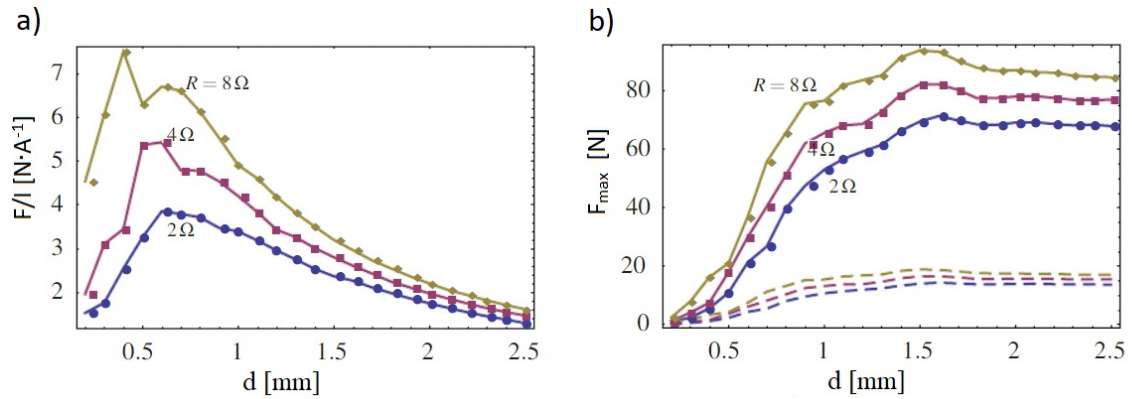
$$\beta = \frac{l_c}{r_{cIN}} \quad (5)$$

kde α je poměrem mezi délkou jádra l_m v mm a jeho vnějším poloměrem r_{mOUT} rovněž v mm. β je obdobným poměrem délky cívky l_c v mm a jejím vnitřním poloměrem r_{cIN} v mm. Dle [30] jsou jejich optimální hodnoty přibližně $\alpha = 1,9$ a $\beta = 3,8$. Pro využití těchto hodnot bylo nutné uvažovat jednodušší geometrii odpovídající problému řešenému v tomto zdroji. S naším jádrem uvažujeme, jako by skrz něj nebyla vedena vodící tyč a délku cívky uvažujeme jako vzdálenost od začátku první do konce třetí, tedy včetně dělicích disků mezi nimi. Po zvolení vnitřního poloměru cívek 25 mm odpovídá výsledek

$$l_m = \alpha r_{mOUT} = 1,9 \cdot 25 = 47,5 \text{ mm} \quad (6)$$

$$l_c = \beta r_{cIN} = 3,8 \cdot 25 = 95 \text{ mm} \quad (7)$$

Ideální parametry cívek byly určeny z téhož zdroje (Obr. 13). Autoři při konstantních poměrech α a β numericky zjistili, že nejlepšího poměru síly a proudu se kvůli řadě faktorů dosáhne s cívkou navinutou z vodiče o průměru přibližně 0,7 mm. Pro naše účely podstatnější je však maximální síla, kterou cívka z takového vodiče může působit, která se vypočítá vynásobením předchozích dat maximálním proudem, který vodičem s konkrétním průřezem může protékat. Zde vidíme maximum při průměru přibližně 1,5 mm. Předběžně se však počítalo s využitím budících zdrojů, které by nedokázaly dodat proud potřebný k využití tohoto potenciálu, a proto byl jako kompromis zvolen k navinutí cívek vodič s průměrem 1 mm.



Obrázek 13: a) Závislost síly vyjádřená poměrem Newton na Ampér na průměru vodiče. b) Tentýž průběh vynásobený maximálním proudem pro daný průměr vodiče (čárkované křivky odpovídají 20 % tohoto maxima). Zobrazeny jsou křivky pro různé odpory vodičů, což odpovídá měnící se délce vinutí. Převzato z [30].

Ze zvolených rozměrů cívek a průřezu můžeme spočítat další parametry podstatné pro výrobu. Délku vodiče l_w v metrech potřebného k navinutí (při zanedbání izolace) získáme následovně:

$$l_w = 2\pi N_x N_y \left(r_{cIN} + \frac{1}{2} N_x d_w \right) \quad (8)$$

N_x a N_y jsou počty závitů, které se vzhledem ke zvoleným rozměrům cívky vejdou v jedné vrstvě na výšku, respektive šířku, r_{cIN} je vnitřní poloměr cívky v m a d_w je průměr vodiče v m. Po dosazení spočítáme délku

$$l_w = 2\pi \cdot 20 \cdot 25 \cdot \left(0,025 + \frac{1}{2} \cdot 20 \cdot 0,001 \right) = 109,96 \text{ m} \quad (9)$$

Odpor R_w této cívky, který bude nutné znát pro její spínání, je

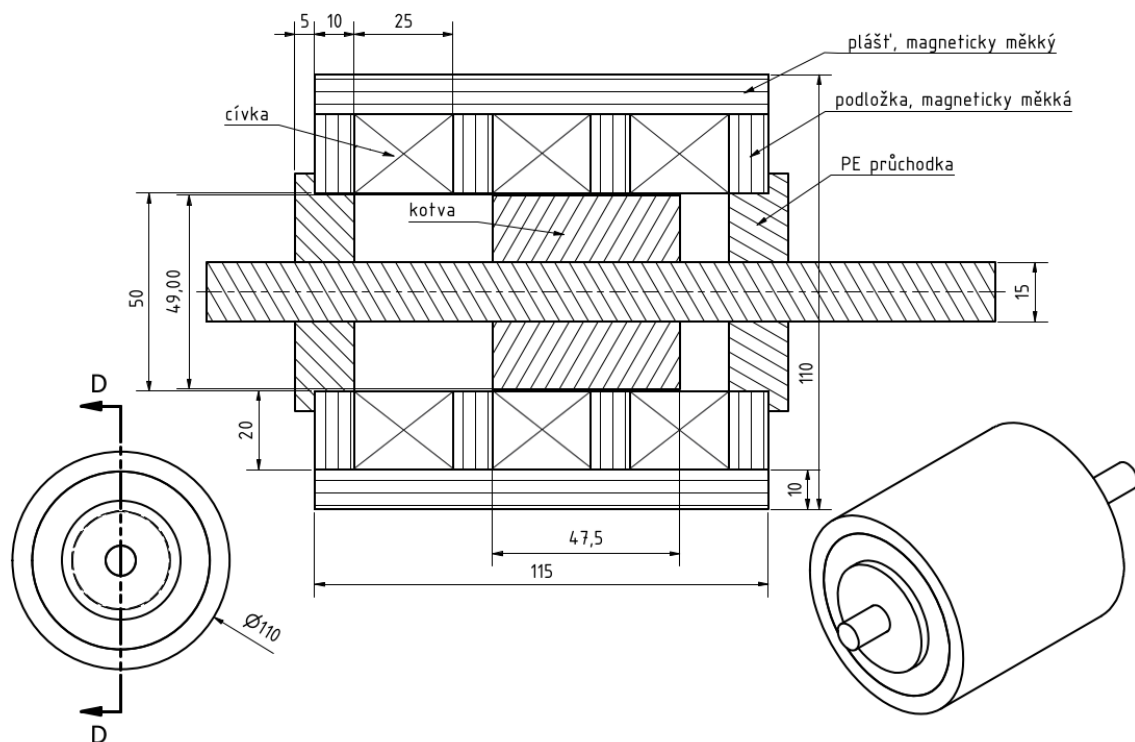
$$R_w = \frac{l_w}{S_w} \cdot \rho \quad (10)$$

kde S_w je průřezem kulatého vodiče v m^2 a ρ měrným odporem mědi v Ωm .

$$R_w = \frac{109,96}{0,25\pi \cdot 10^{-6}} \cdot 1,7 \cdot 10^{-8} = 2,38 \Omega \quad (11)$$

Každá z cívek bude samostatně řízena a proto musí být možné vyvést dráty z každé z nich. Kvůli tomuto požadavku a zanedbání šířky izolace jak samotných drátů, tak celých cívek, bude pravděpodobně délka vodiče v každé cívce o něco kratší než tato vypočtená.

Mezi cívkami a z každé strany aktuátoru budou feromagnetické prstence, které budou součástí magnetického obvodu. Vnější i vnitřní průměr budou mít shodné s cívkami, tloušťka bude 10 mm. Plášť uzavírající aktuátor bude taktéž tlustý 10 mm. Plášť i disky budou vyrobeny z magneticky měkké křemíkové oceli. Disky budou vyhotoveny ve formě jednotlivých vzájemně elektricky izolovaných plechů, plášť bude navinut z jednoho pásu. Tento materiál v požadovaném tvaru je sice nákladný, nicméně výhody vycházející z omezení vířivých proudů budou značné. Vířivé proudy způsobují výrazné energetické ztráty, které se navíc přeměňují v nebezpečné zahřívání. Aktuátory využívající magnetický obvod složený z tenkých plechů dokáží při jinak stejné konstrukci a napájení vyvinout vyšší sílu než alternativy neomezující vířivé proudy [29].



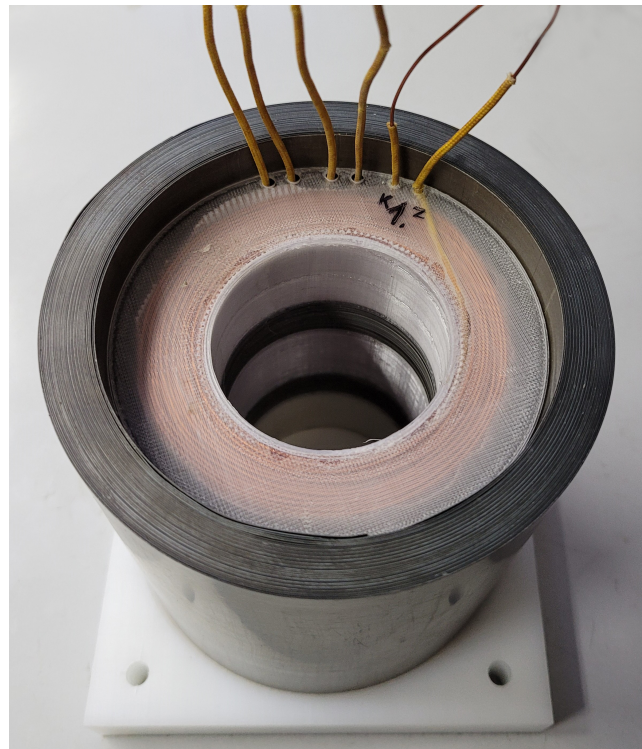
Obrázek 14: Schematický náčrt vytvořeného prototypu aktuátoru.

Jádro v současném stavu bude koncipováno pouze jako experimentální, počítá se s následnými úpravami geometrie i materiálu. Jeho celková délka či zkosení hran může výrazně ovlivnit průběh silového působení aktuátoru [24]. Zároveň bude spojeno s vodící tyčí, která sama může být výrazně změněna. Bylo by proto pro tento první prototyp nepraktické jádro nechat vyrobit ze stejného nákladného materiálu jako plášť a disky mezi cívkami. Bude tedy, po uvážení alternativ, vyrobeno z neušlechtilé uhlíkové konstrukční oceli třídy 11 700, která je nenákladná a zároveň nabízí stále přijatelné magnetické i mechanické vlastnosti.

Toto jádro bude nasazeno na vodící tyči z polytetrafluorethylenu (PTFE), běžně známého pod obchodním názvem teflon. Je to dostupný a relativně pevný polymer, který byl pro využití v tomto projektu vybrán kvůli vynikajícím kluzným vlastnostem. Vodící tyč je na obou stranách aktuátoru vedena skrz čela z polyethylenu (PE). Kluzné vlastnosti PE, ač dobré, nedosahují kvalit PTFE. Jde však o mnohem levnější materiál, a proto mu byla dána přednost. Namísto pouhých průchodek znázorněných na schématu (Obr. 14) bylo nakonec rozhodnuto, že aktuátor bude zakončen čtvercovými čely, které budou držet celou konstrukci pohromadě a díky jejich tvaru bude možné zařízení snáze provozovat ve vodorovné poloze. Takto rozměrné desky z PTFE by byly výrazně nákladnější, což by, vzhledem k zamýšlenému dočasnému využití, nedávalo z praktického hlediska smysl.

4.3 Proces konstrukce

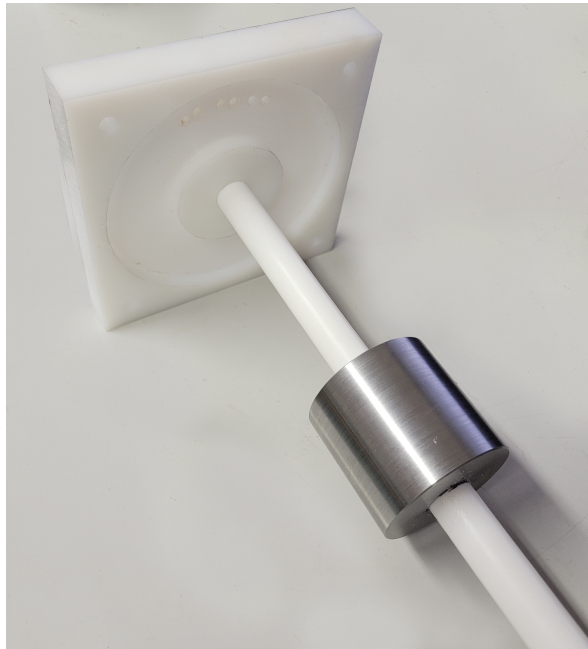
Po vytvoření finálního návrhu byly poptány materiály a navinuty cívky. Cívky byly vinuty ručně do koster vytvořených pomocí 3D tisku z polyethylentereftalátu s příměsí glykolu (PETG). PETG je běžně používaný materiál pro tisková vlákna, který vyniká pevností a odolností vůči otěru. Do nosné kostry cívek a do ocelových disků byly vyvrtány otvory potřebné k vyvedení napájení. Díky změně původního návrhu průchodek na čtvercová čela je možné celý aktuátor stáhnout z obou stran k sobě pomocí závitových tyčí a čela tak budou nejen zajišťovat správný pohyb kotvy a vodící tyče, ale i držet vnitřní části aktuátoru na místě.



Obrázek 15: Plášť aktuátoru s vloženými cívkami.

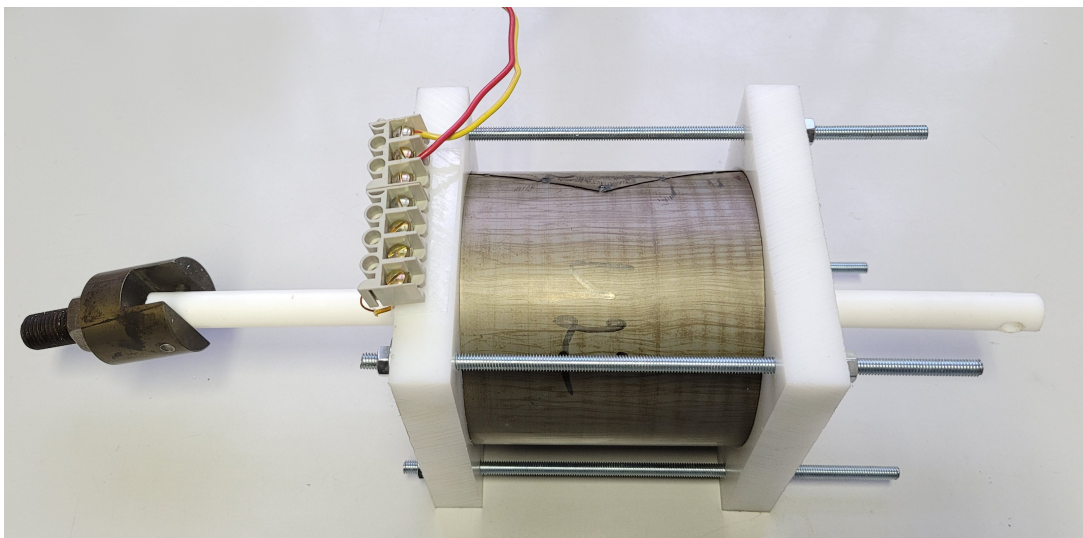
Po zajištění všech součástí byly disky a cívky vloženy do pláště (Obr. 15), přičemž bylo napájení cívek vyvedeno na vnější svorkovnici.

Do vodící tyče z PTFE byly na obou stranách vyvrtány otvory sloužící ke spojení s nástavcem siloměru. Následně na ni bylo nasunuto jádro z uhlíkové konstrukční oceli, které bylo upevněno pomocí zdrsňení povrchu tyče a nanesení směsi sekundového lepidla a jedlé sody (Obr. 16).



Obrázek 16: Jádro aktuátoru nasazené na PTFE tyči, během zasychání směsi lepidla a jedlé sody. Tyč je částečně zasunuta v jednom z čel.

Lepidlo se nechalo několik minut tuhnout a následně byla tyč i s kotvou vložena do aktuátoru. Z obou stran byla nasazena čela, která byla následně stažena závitovými tyčemi. Tyto tyče mohou zároveň sloužit k připevnění aktuátoru k podstavci siloměru, s jehož pomocí bude aktuátor testován.

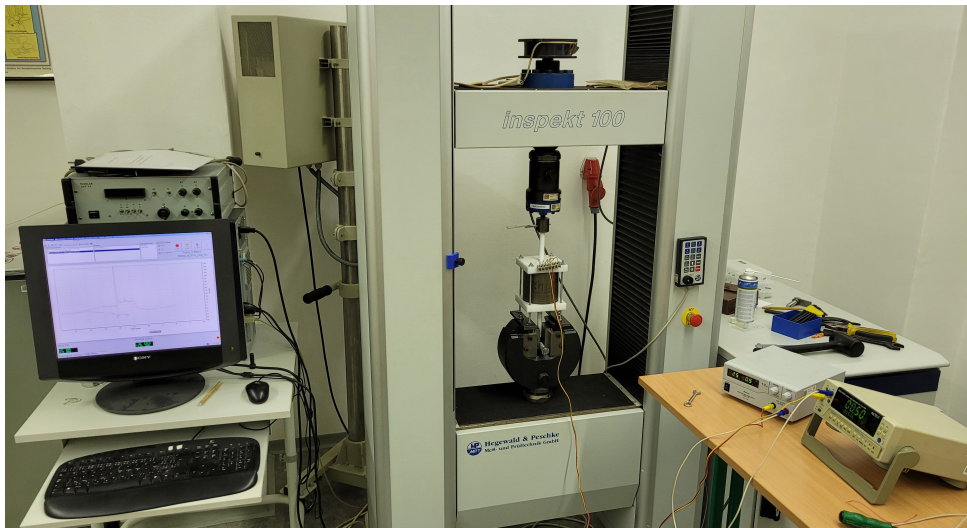


Obrázek 17: Zkompleťovaný prototyp aktuátoru. Na vodící tyči je již nasazen nástavec siloměru.

5 Měření a diskuse

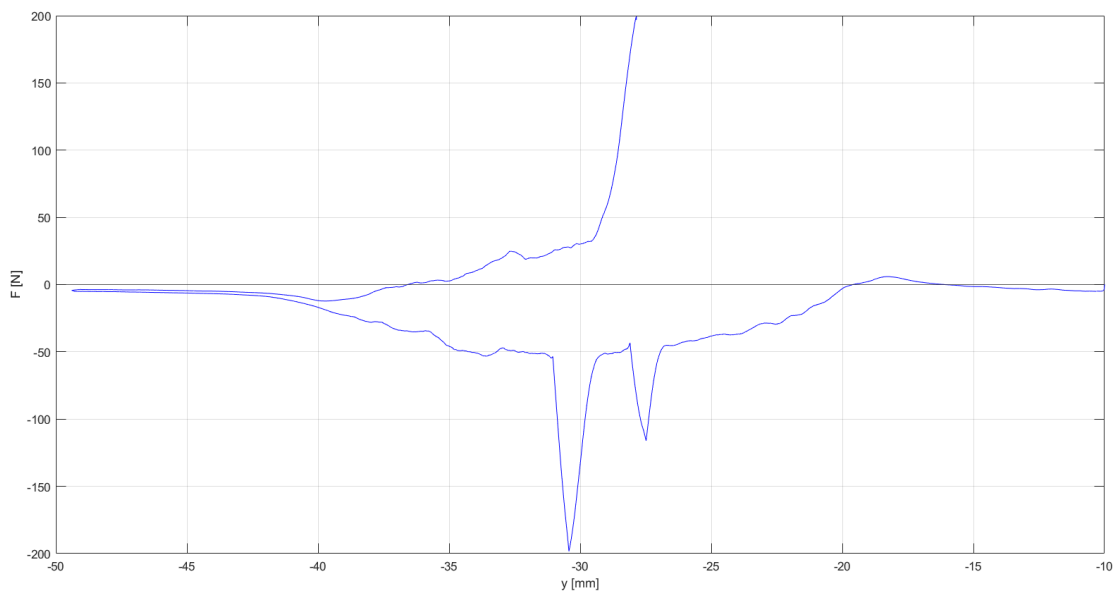
5.1 Měřicího přístroje a úvodní testy

Po zkompletování bylo v první fázi testování ověřováno, zda prototyp zvládne při pouhém připojení ke zdroji vyvinout požadovanou sílu. Síla byla měřena pomocí univerzální testovací stanice Hegewald & Peschke Inspekt 100 a siloměru Hegewald & Peschke Kraftmesszelle 20 kN. Aktuátor byl do stanice upnut pomocí závitových tyčí. Napájení cívek bylo realizováno pomocí laboratorního DC zdroje Manson HCS-3100 s kontrolou digitálním ampérmetrem METEX MXDD-5040.



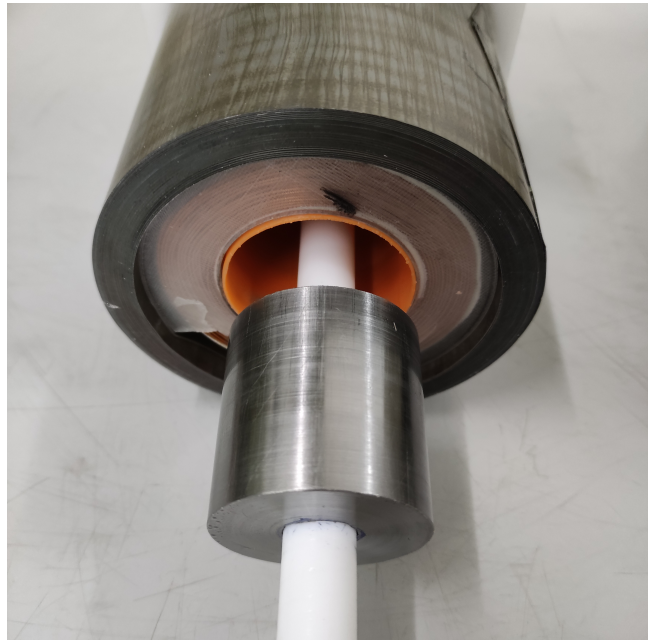
Obrázek 18: Testovací stanice s upnutým a napájeným aktuátorem.

Jádro aktuátoru bylo testovací stanicí konstantní rychlostí posouváno z nejvyšší do nejnižší krajní polohy a po krátké pauze stejnou rychlostí vytaženo zpět nahoru. Po celé dráze pohybu byla zaznamenávána síla působící na jádro.



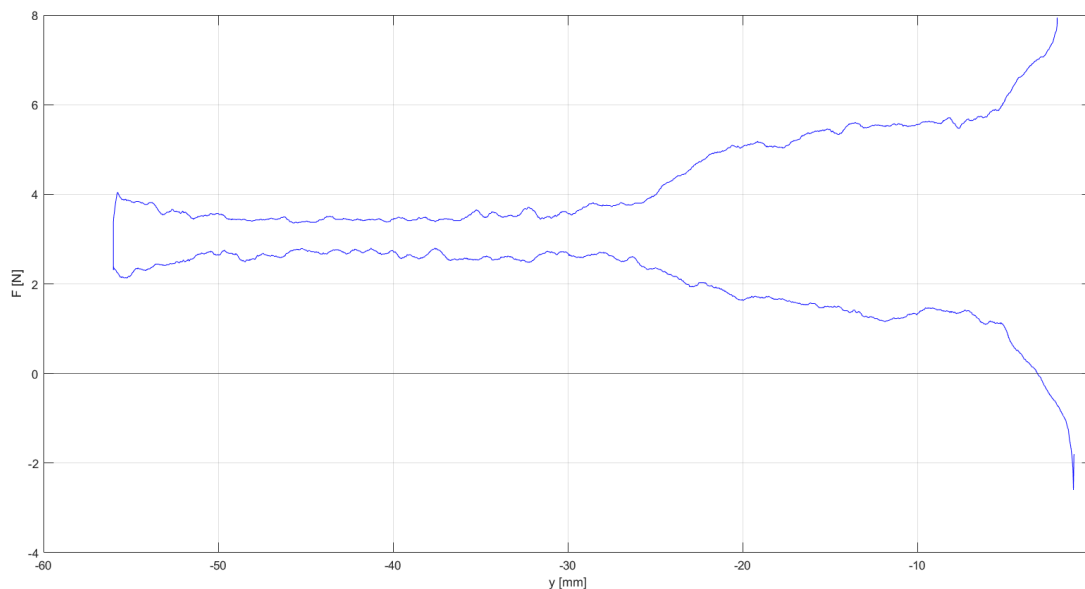
Obrázek 19: Průběh přerušného měření s prvotní konstrukcí aktuátoru. Měřený proud byl 0,7 A. F je zaznamenaná síla, y vertikální pozice oproti výchozí.

Při tomto měření byly na konstrukci zjištěny nedostatky, které znemožňovaly další testování. Aktuátor byl schopen vyvinout uspokojivé síly, nicméně kvůli průhybu PTFE tyče se jádro při napájení středové cívky příliš přiblížilo statorové konstrukci a způsobovalo extrémní nelinearity silového průběhu, někdy vedoucí k předčasnému ukončení testu (Obr. 19).



Obrázek 20: Aktuátor s kluznou vložkou.

Bylo rozhodnuto, že jádro bude zmenšeno a mezera mezi ním a zbytkem konstrukce bude vyplněna kluznou plastovou vložkou (Obr. 20). Tím bude prototyp dosahovat výrazně menších sil, ale jedná se o nutný kompromis pro další testování před úpravou materiálu a konstrukce tyče pro zamezení jejího průhybu.

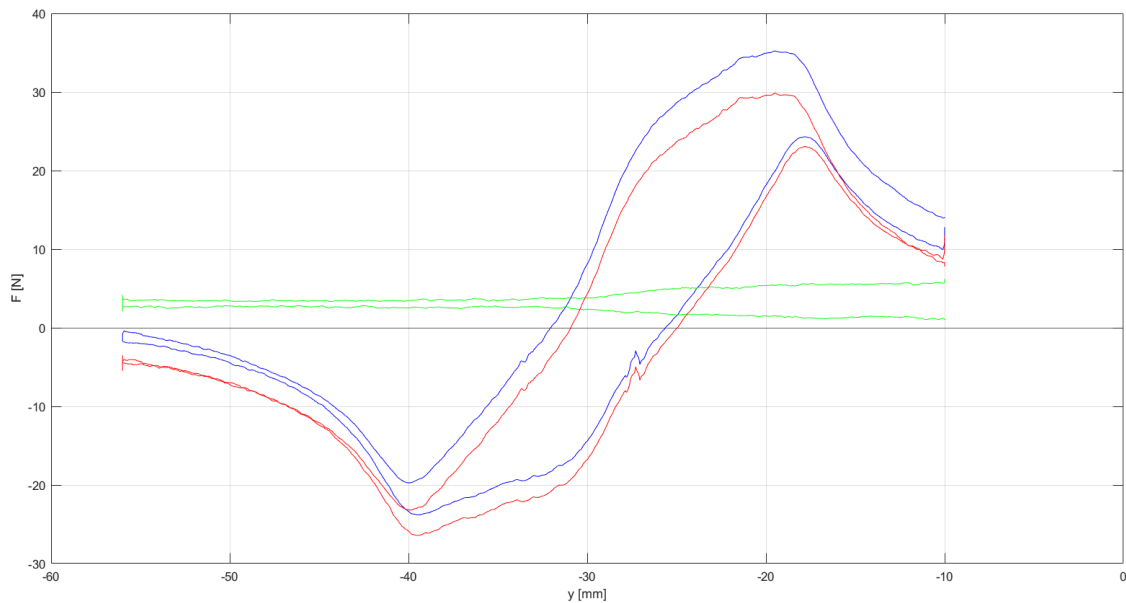


Obrázek 21: Průběh síly v rozsahu pohybu aktuátoru. Posun horní a spodní křivky vůči sobě je způsoben přičítáním tíhové síly působící proti pohybu kotvy při pohybu vzhůru, celkový tvar je způsoben nelinearitou tření.

Dalším nedostatkem komplikujícím získání hodnotných výsledků byla nelinearita tření uvnitř aktuátoru (Obr.21). Po několika pokusech o vyřešení bylo rozhodnuto, že aktuátor nebude proměřován v celém rozsahu pohybu, ale jen v oblasti působení spodních dvou cívek, jelikož předělání nevhodně padnoucího disku či cívky by bylo časově náročné a není nutností pro prvotní ověření konceptu.

5.2 Měření aktuátoru v konečné podobě

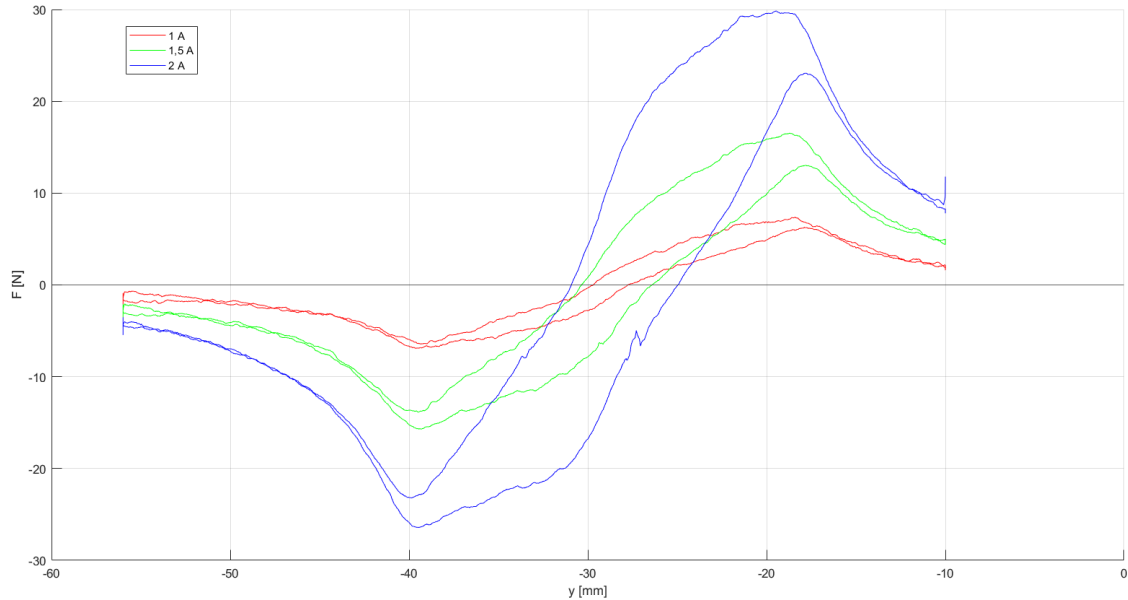
Po předchozích úpravách konstrukce i metodiky měření bylo možné pokračovat, nyní již s očekávanějšími výsledky. Tření stále ovlivňovalo naměřená data, nyní však v přijatelné míře. Pro kompenzaci této nelinearity a tíhové síly byla v průběhu testování pravidelně měřena síla bez zapnutého napájení a tyto hodnoty byly od následujících měření odečteny (Obr. 22).



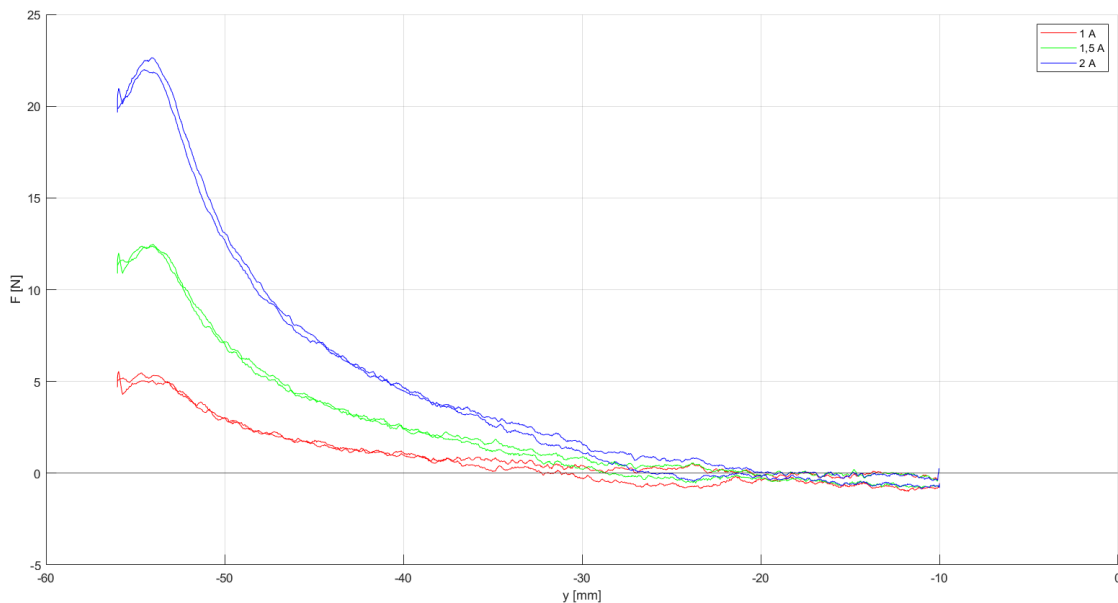
Obrázek 22: Kompenzace tření u měřených průběhů. Zelená křivka znázorňuje tření a tíhové síly ve vypnutém aktuátoru, modrá je změřenou silou pro střední cívku napájenou proudem 2 A. Červená křivka zobrazuje průběh po kompenzaci.

Z grafu je zřejmé, že rozdíl v křivkách mezi maximem a minimem je způsoben hysterezí, ale v krajích měřeného rozsahu na sebe po kompenzaci třecí a tíhové síly křivky pro pohyb dolů i nahoru dosedají. Metoda kompenzace se tudíž potvrdila jako účinná. Proto, pokud nebude řečeno jinak, budou všechny následující průběhy zobrazeny s již započítanou kompenzací.

Cívky byly nejdříve pro různé proudy do 2 A měřeny samostatně. U středové cívky (Obr. 23) můžeme pozorovat výraznou, s proudem se zvyšující hysterezi, zatímco spodní cívka (Obr. 24) ji v grafu patrnou nemá. To je pravděpodobně způsobeno tím, že jádro se v krajní pozici nachází teprve těsně za vrcholem křivky, a tudíž neprochází částí korepondující s hysterezí viditelnou u střední cívky.



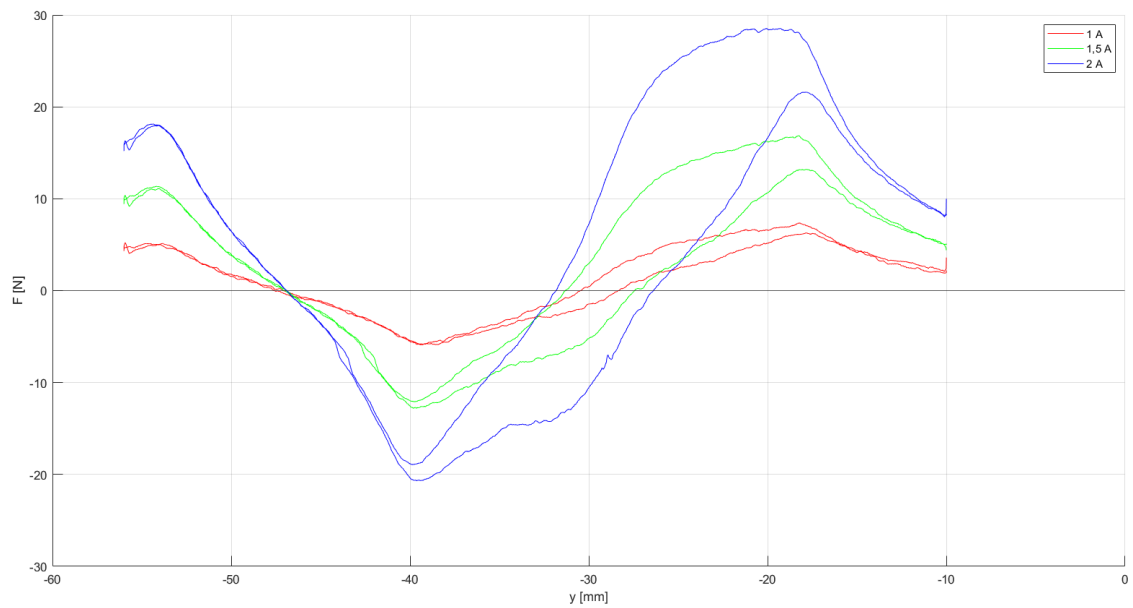
Obrázek 23: Průběhy pro vybrané proudy s napájením pouze středové cívky.



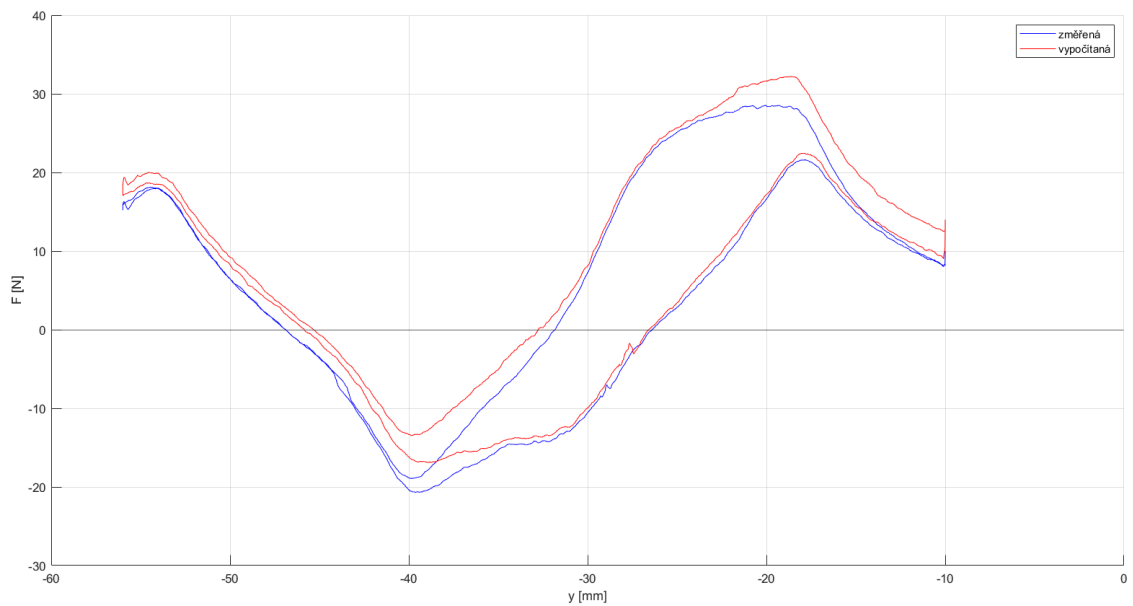
Obrázek 24: Průběhy pro vybrané proudy s napájením pouze spodní cívky zároveň.

Po změření chování cívek při samostatném spínání následovalo testování jejich společného působení. Na průbězích v obrázku (Obr. 25) se dá pozorovat, že aktuátor se při sčítání účinků chová víceméně aditivně, tudíž křivka při sepnutí obou cívek odpovídá součtu průběhů těchto cívek zapnutých samostatně.

Toto je potvrzeno na grafu (Obr. 26) porovnávacím průběh naměřený a s virtuálním průběhem složeným sečtením působení středové a spodní cívky samostatně.



Obrázek 25: Průběhy pro vybrané proudy s napájením středové i spodní cívky.



Obrázek 26: Porovnání změřeného průběhu s napájením středové i spodní cívky a součtu jednotlivých průběhů pro proud 1,9 A.

Tato vlastnost je slibná pro případné budoucí ovládání využívající skládání sil více cívek pro dosažení co nejpresnějších výsledků.

5.3 Ovládání

5.3.1 Využití součástky

Po testech s prostým připojením k laboratornímu zdroji byla ověřena i možnost komplikovanějšího spínání. Napájení cívek bylo realizováno H-můstkem L298N. Ten je určen především pro napájení stejnosměrných krokových motorů a servomotorů, kterými je díky němu možno otáčet oběma směry, nicméně pro nás důležitá je vnitřní struktura uzpůsobená spínání jakékoli indukční zátěže. Maximální výstupní proud L298N je 2 A, přičemž obvod disponuje dvěma nezávislými výstupy. Každý z těchto výstupů je ovládán dvěma digitálními vstupy, které určují směr otáčení, a jedním analogovým, který pomocí pulzní šířkové modulace reguluje velikost výstupního proudu [31].

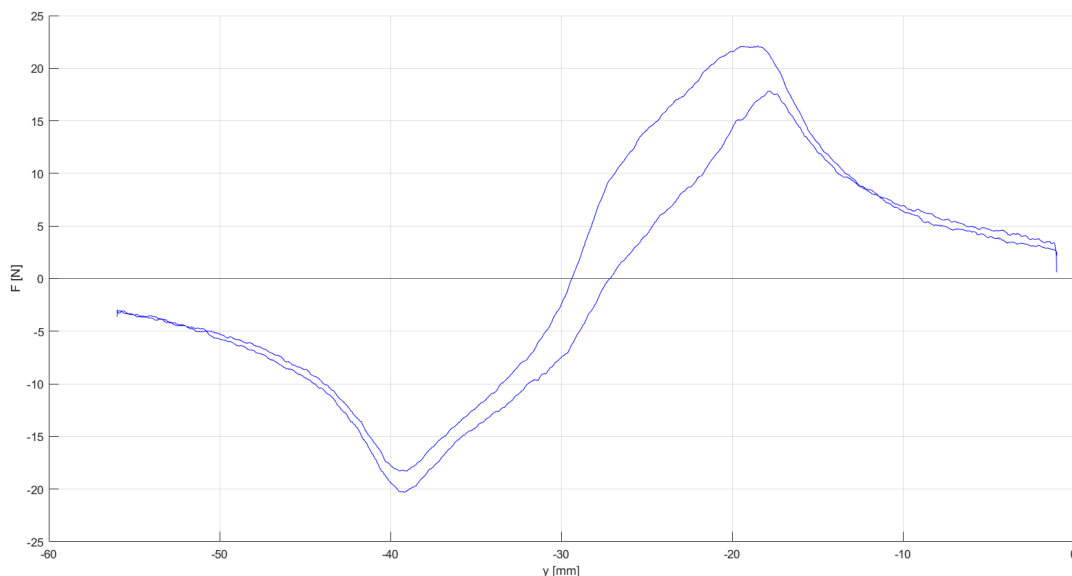
Jelikož jsme se dříve rozhodli používat jen dvě ze tří cívek, stačila pro tento test součástka jen jedna. Pro napájení je třeba zdroj 12 V, případně vyššího napětí se samostatným napájením logických obvodů. V našem případě bylo praktičtější využít k napájení 12 V laboratorní zdroj dříve připojený přímo k aktuátoru.

H-můstek byl řízen mikrokontrolerem NodeMCU, který je založen na mikroprocesoru ESP8266. Systém byl zvolen zejména kvůli schopnosti analogového⁴ výstupu na většině svých pinů, což je pro řízení L298N nutné. ESP bylo programováno pomocí volně dostupného softwaru ArduinoIDE jazykem Wiring, který byl pro mikroprocesor překládán rovněž volně dostupným driverem sériové komunikace CH340.

Během testování bylo zjištěno, že i přes dle specifikace relativně malý spínaný výkon se L298N výrazně zahříval, do obvodu byl proto ještě dodatečně přidán malý větráček.

5.3.2 Výsledky měření s ovládáním cívek mikrokontrolérem

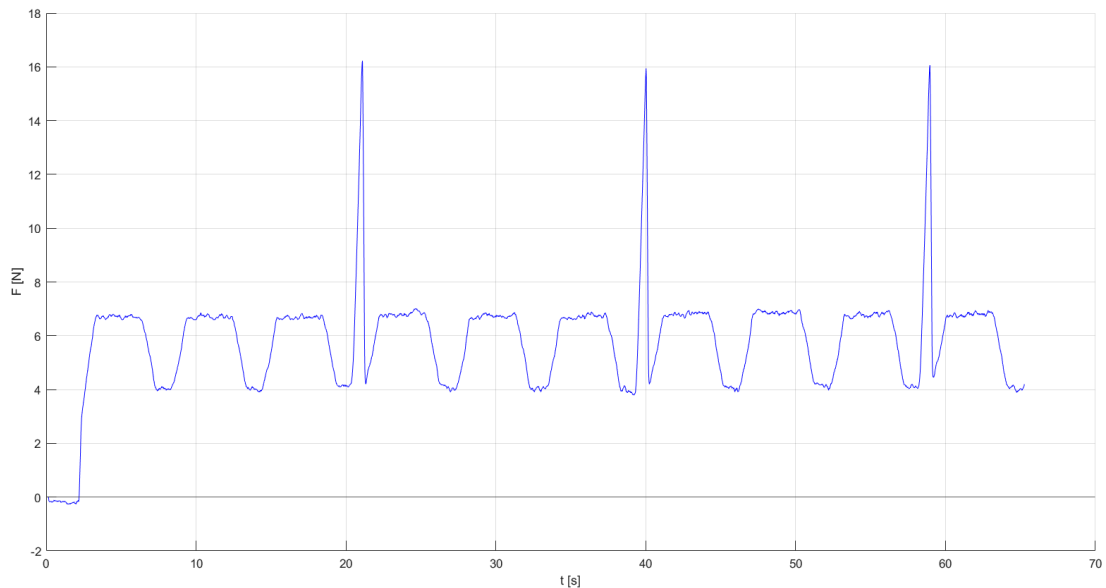
Jak je patrné z grafu (Obr. 27), napájením cívky přes H-můstek je možné dle předběžného vyhodnocení dosáhnout stejné síly, ale nižší hystereze. To může být způsobené tím, že výstup obvodu může být kvůli přidaným kondenzátorům stabilnější. Při vhodném spínání by bylo teoreticky možné hysterezi snížit tzv. „ditheringem”, neboli superpozicí střídavé složky na napájecí stejnosměrný proud, tato metoda však při tomto testu využita nebyla.



Obrázek 27: Průběh pro proud 2 A střední cívkou a spuštěním přes H-můstek.

⁴Analogový výstup mikrokontrolerů bývá zpravidla založen na PWM, stejně je tomu v tomto případě.

Kvůli technickým problémům nebylo v rámci prvotního testování možné ovládat celou dobu obě cívky, programovatelné průběhy proto byly vyzkoušeny jen s použitím jedné cívky. Průběhy složeného působení nezávisle řízených cívek budou objektem budoucího výzkumu.



Obrázek 28: Křivka v prvním přiblížení simulující požadovaný průběh síly pro simulaci dechového cyklu s vloženou simulací kašle. Dosažená síla je kvůli dříve zmíněným komplikacím výrazně nižší než požadovaná.

Snahou za těchto ztížených podmínek bylo jak prověřit celkové chování aktuátoru, tak dosáhnout průběhu co nejvíce odpovídajícímu křivce určené na obrázku (Obr. 12). Po několika iteracích se podařilo vytvořit průběh (Obr. 28), který přibližně odpovídá požadavkům. Tvar i velikost síly jsou pouze hrubým přiblížením, postačujícím však pro potvrzení, že při vhodnější konstrukci aktuátoru by bylo možné požadovaného průběhu dosáhnout.

5.4 Diskuse výsledků a budoucí vývoj

Funkčnost prototypu byla negativně ovlivněna nedostatečnou kvalitou některých materiálů. Jádro, koncipované pouze jako dočasné, nedosahuje magnetických vlastností vnitřního pláště, což mohlo mít na výsledek výrazný vliv. Problematická se však ukázala zejména vodící tyč, jelikož PTFE nebyl dostatečně tuhý v ohybu a nedokázal zabránit přiblížování jádra k diskům mezi cívkami. Kvůli tomu nebylo ani možné zjistit, v jakém rozmezí se pohybuje maximální síla dosažitelná s původní konstrukcí.

Výhodný koncept modulární konstrukce nám umožňuje velice jednoduše vyměnit PTFE za pevnější materiál, například nemagnetickou nerezovou ocel či mosaz, což by mohlo eliminovat nejvýraznější problém aktuátoru. Při nedostatečných kluzných vlastnostech je možné kov obepnout PTFE trubicí či využít kluzných ložisek. Podobně je možné po otestování tyče nahradit i jádro.

Programovatelné spínání cívek se osvědčilo. Díky potvrzené možnosti sčítat silové působení z jednotlivých cívek bude možné relativně snadno dosáhnout vysoké variability výstupu. Problémem při dlouhodobém testování by pravděpodobně bylo zahřívání L298N, proto je vhodné ho při budoucích testech nahradit součástkou určenou pro vyšší výkony, případně zkonstruovat vlastní systém chlazení.

Pro využití ve složitějším systému řízení se zdá vhodné doplnit zpětnou vazbu v podobě tenzometru. Data z něj by pak mohla být vyhodnocena mikrokontrolérem a využita k okamžité regulaci proudu v cívkách.

Ač v současné podobě aktuátor nedosahoval síly stanovené v požadavcích, Mg-Zn lanka zmiňovaná v práci [18] jsou koncipována především pro využití u novorozenců a nedonošenců. Síly působící na sternum u takových pacientů budou dozajista výrazně nižší, než síly předpokládané v kapitole 4. pro tuto omezenou aplikaci je již pro tento prototyp aktuátoru po úpravách plánováno předběžné využití.

6 Závěr

V práci byly shrnuty dosavadní poznatky o testování fixačních materiálů pro mediální sternotomii, z nichž byly určeny požadavky na zařízení, které by mělo být schopno cyklicky zatěžovat model hrudní kosti. Následně byl zvolen typ aktuátoru, který nejvíce vyhovuje těmto požadavkům, a byla navržena inovativní, modulární konstrukce se třemi nezávisle říditelnými cívkami.

Byl zkonstruován prototyp tohoto aktuátoru, na němž byla ověřena využitelnost tohoto návrhu v praxi. Aktuátor byl otestován z hlediska schopnosti vyvinout požadované síly, následně byla prověřena možnost komplexnějšího řízení pomocí mikrokontroléru.

Konstrukce prototypu se ukázala být nedostatečnou, jelikož při současných limitacích využitých materiálů nebyl aktuátor schopen dosáhnout požadovaných sil. Pro možnost hodnotného měření musela být konstrukce upravena, což mělo za následek výrazné snížení dosažitelných sil.

Ovládání cívek H-můstkem L298N a mikrokontrolérem ESP8266 se potvrdilo jako proveditelné a slibné. Bylo ukázáno, že i s relativně primitivním vybavením a programem je možné napodobit požadovaný průběh silové křivky. Po úpravách naznačených v diskusi (5.4.) bude aktuátor možné využít pro výzkum a vývoj tenkých Mg-Zn drátů pro fixaci sternu, čímž byla tato práce motivována.

Literatura

[1] RESER, D. et al. Median sternotomy. *Multimedia Manual of Cardio-Thoracic Surgery*, 2015.

Dostupné z: doi: 10.1093/mmcts/mmv017

[2] URSCHER, H. C. and M. A. RAZZUK. Median Sternotomy as a Standard Approach for Pulmonary Resection. *The Annals of Thoracic Surgery*, 1986, vol. 41(2), pp. 130-134. ISSN 0003-4975.

Dostupné z: doi.org/10.1016/S0003-4975(10)62652-5

[3] PEARSON, F. G. et al. Experience with primary neoplasms of the trachea and carina. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 1984, vol. 88(4), pp. 511-518.

Dostupné z: doi.org/10.1016/S0022-5223(19)38285-6

[4] DORLAND. Dorland's Illustrated Medical Dictionary, 32nd Edition, *W.B. Saunders Company*, 2012, ISBN: 978-1-4160-6257-8

[5] MCGREGOR, W. E. et al. Mechanical analysis of midline sternotomy wound closure. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 1999, vol. 117(6), pp. 1144-1150.

Dostupné z: doi.org/10.1016/S0022-5223(99)70251-5

[6] STONEY, W. S. et al. Median Sternotomy Dehiscence. *The Annals of Thoracic Surgery*, 1978, vol. 26(5), pp. 421-426.

Dostupné z: doi.org/10.1016/S0003-4975(10)62920-7

[7] SANFELIPPO, P. M. and G. K. DANIELSON. Complications associated with median sternotomy. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 1972, vol. 63(3), pp. 419-423.

Dostupné z: doi.org/10.1016/S0022-5223(19)41903-X

[8] CASHA, A. R. et al. A biomechanical study of median sternotomy closure techniques. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 1999, vol. 15(3), pp. 365-369.

Dostupné z: doi.org/10.1016/s1010-7940(99)00014-7

[9] LOSANOFF, J. E. et al. Biomechanical comparison of median sternotomy closures. *The Annals of Thoracic Surgery*, 2004, vol 77(1), pp. 203-209.

Dostupné z: doi.org/10.1016/S0003-4975(03)01468-1

[10] SIRIVELLA, S. et al. Improved technique for closure of median sternotomy incision. Mersilene tapes versus standard wire closure. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 1987, vol. 94(4), pp. 591-595.

[11] LOSANOFF, J. E. et al. Primary Closure of Median Sternotomy: Techniques and Principles. *Cardiovascular Surgery*, 2002, vol. 10(2), pp. 102-110.

Dostupné z: doi.org/10.1177/096721090201000203

[12] JOHNSTON, R. H. et al. Mersilene ribbon closure of the median sternotomy: an improvement over wire closure. *The Annals of Thoracic Surgery*, 1985, vol. 39(1).

Dostupné z: doi.org/10.1016/s0003-4975(10)62530-1

- [13] KALUSH, S. L. and L. I. BONCHEK. Peristernal Closure of Median Sternotomy Using Stainless Steel Bands. *The Annals of Thoracic Surgery*, 1976, vol. 21(2), pp. 172–173.
Dostupné z: [doi.org/10.1016/S0003-4975\(10\)64285-3](https://doi.org/10.1016/S0003-4975(10)64285-3)
- [14] SANFELIPPO, P. M. and G. K. Danielson. Nylon bands for closure of median sternotomy incisions: an unacceptable method. *The Annals of Thoracic Surgery*, 1972, 13(4).
Dostupné z: [doi.org/10.1016/s0003-4975\(10\)64873-4](https://doi.org/10.1016/s0003-4975(10)64873-4)
- [15] HEUBLEIN, B. et al. Biocorrosion of magnesium alloys: a new principle in cardiovascular implant technology? *Heart*, 2003, vol. 89(6), pp. 651-656.
Dostupné z: [doi: 10.1136/heart.89.6.651](https://doi.org/10.1136/heart.89.6.651)
- [16] BORDONI, B. et al. Post-sternotomy pain syndrome following cardiac surgery: case report. *Journal of Pain Research*, 2017, vol. 10, pp. 1163-1169.
Dostupné z: [doi: 10.2147/JPR.S129394](https://doi.org/10.2147/JPR.S129394)
- [17] COSTA, M. A. et al. Factors Associated With the Development of Chronic Post-Sternotomy Pain: a Case-Control Study. *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, 2015, vol. 30(5), pp. 552-556.
Dostupné z: [doi: 10.5935/1678-9741.20150059](https://doi.org/10.5935/1678-9741.20150059)
- [18] TESAŘ, K. *Tenké hořčikové dráty pro biodegradabilní implantáty*. Praha, 2022. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská.
- [19] CHEN, Y. et al. Recent advances on the development of magnesium alloys for biodegradable implants. *Acta Biomaterialia* 2014, vol. 10(11), pp. 4561–4573. ISSN 1742-7061.
- [20] TESAŘ, K. et al. Direct extrusion of thin Mg wires for biomedical applications, *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, 2020, vol. 30(2), pp. 373-381, ISSN 1003-6326
Dostupné z: [doi.org/10.1016/S1003-6326\(20\)65219-0](https://doi.org/10.1016/S1003-6326(20)65219-0)
- [21] DEGNER, J. et al. Electrochemical investigations of magnesium in DMEM with biodegradable polycaprolactone coating as corrosion barrier, *Applied Surface Science*, 2013, vol. 282, pp. 264-270, ISSN 0169-4332.
Dostupné z: doi.org/10.1016/j.apsusc.2013.05.115
- [22] PAI, S. et al. Characterization of Forces on the Sternal Midline Following Median Sternotomy in a Porcine Model. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2008, vol. 130(5).
Dostupné z: [doi:10.1115/1.2948401](https://doi.org/10.1115/1.2948401)
- [23] GOMIS-BELLMUNT, O. and L. F. CAMPANILE, *Design Rules for Actuators in Active Mechanical Systems*. London: Springer, 2010, pp. 3-25.
Dostupné z: doi.org/10.1007/978-1-84882-614-4
- [24] MAYER, D. a B. ULRYCH. *Elektromagnetické aktuátory*. Praha: BEN - technická literatura, 2008. ISBN 978-80-7300-216-9
- [25] HYDRAULICKÝ VÁLEC BOSCH REXROTH. In: *RS* [online]. [cit. 2023-01-09]. Dostupné z: <https://cz.rs-online.com/web/p/pevne-hydraulicke-valce/2638613>

- [26] PNEUMATICKÝ VÁLEC FESTO 163389. In: *Conrad* [online]. [cit. 2023-01-09]. Dostupné z: <https://www.conrad.cz/p/festo-163389-dnc-50-160-ppv-normalizovany-valec-delka-160-mm-1-ks-1943999>
- [27] GAUTSCHI, G. *Piezoelectric Sensorics*. Berlin: Springer-Verlag, 2006, pp. 5-13. ISBN 978-3-540-42259-4
- [28] PIEZOELEKTRICKÝ AKTUÁTOR NOLIAC. In: *CTS* [online]. [cit. 2023-01-09]. Dostupné z: <https://www.ctscorp.com/products/piezoelectric-move-products/multilayer-products/>
- [29] BRAUER, J. R. *Magnetic Actuators and Sensors*. Piscataway: IEEE Press, 2006, pp. 83-123. ISBN 0-471-73169-2
- [30] ROBERTSON, W. et al. Axial Force Between a Thick Coil and a Cylindrical Permanent Magnet: Optimising the Geometry of an Electromagnetic Actuator. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2012, vol. 48(9). Dostupné z: doi:10.1109/TMAG.2012.2194789
- [31] *L298N Datasheet* [online]. Handson Technology. [cit. 2023-01-09]. Dostupné z: https://components101.com/sites/default/files/component_datasheet/L298N-Motor-Driver-Datasheet.pdf

Přílohy

[1] CD s elektronickou verzí práce.