



Snímač tlaku pro biomedicínské aplikace na principu smart materiálu

Bakalářská práce

Studijní program:

B3944 Biomedicínská technika

Studijní obor:

Biomedicínská technika

Autor práce:

Dominik Štulík

Vedoucí práce:

Ing. Vojtěch Lindauer
Fakulta zdravotnických studií





Zadání bakalářské práce

Snímač tlaku pro biomedicínské aplikace na principu smart materiálu

Jméno a příjmení: **Dominik Štulík**
Osobní číslo: D18000167
Studijní program: B3944 Biomedicínská technika
Studijní obor: Biomedicínská technika
Zadávací katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2020/2021**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

- 1) Popsat problematiku měření tlaku pomocí smart materiálů (SMA, piezoelektrické krystaly apod.).
- 2) Vytvořit snímač tlaku vzduchu na principu smart materiálu.
- 3) Ověřit funkčnost, určit fyzikální parametry snímače.
- 4) Ověřit a porovnat snímač tlaku vzduchu ve vhodné biomedicínské aplikaci (lymfodrenážní nohavice).
- 5) Navrhnout možnost využití pro další biomedicínské aplikace.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Zdravotnická technika je vždy zdrojem poptávky po nových a kvalitnějších snímačích. Žíhané NiTi dráty, které se řadí mezi materiály s tvarovou pamětí, mají silnou závislost rezistivity na deformaci, navíc vhodnou konstrukcí lze znásobit deformační a tím i měřicí účinek. Proto se tento materiál přímo nabízí pro využití na konstrukci snímače. Tato práce se zaměřuje na snímač tlaku vzduchu. Výstupem kvalifikační práce bude připravený článek k následné publikaci.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

- 1) Předpokládám, že vytvořím snímač tlaku na principu smart materiálu.
- 2) Jaké budou fyzikální vlastnosti a charakteristiky nového snímače tlaku?
- 3) Předpokládám aplikaci v biomedicínských aplikacích.
- 4) Předpokládám porovnání snímače v už existující aplikaci.
- 5) Lze navrhnout použití dalších vhodných aplikací?

Metoda:

Experimentální

Technika práce, vyhodnocení dat:

Konstrukce snímače, popis fyzikálních vlastností zkonstruovaného snímače, vyzkoušení snímače v porovnání s existujícím přístrojem.

Místo a čas realizace výzkumu:

Místo: Laboratoře FZS (Fakulta zdravotnických studií).

Čas: září 2020 – duben 2021.

Vzorek:

-

Rozsah práce:

Rozsah bakalářské práce činí 50-70 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

Forma zpracování kvalifikační práce:

Tištěná a elektronická.

Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy:
Forma zpracování práce:
Jazyk práce:

tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

Základní seznam odborné literatury:

- BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. 2015. *Základy lékařské fyziky*. 4.vyd. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.
- DUAN, Shengshun et al. 2020. Innovation Strategy Selection Facilitates High-Performance Flexible Piezoelectric Sensors. *Sensors*. **20**(10). DOI 10.3390/s20102820.
- HANUŠ, Jaroslav et al. *Snímač tlaku a/nebo síly* [patent]. Technická univerzita v Liberci, udělen 2014-11-05. CZ 304873 B6.
- HELLER, Luděk et al. 2008. Quasistatic and dynamic functional properties of thin superelastic NiTi wires. *The European Physical Journal Special Topics*. **158**(1), 7-14. DOI 10.1140/epjst/e2008-00646-6.
- HELLER, Luděk et al. 2012. 3D flexible NiTi-braided elastomer composites for smart structure applications. *Smart Materials and Structures*. **21**(4). DOI 10.1088/0964-1726/21/4/045016.
- CHEN, Y., B. AI a Z. J. WONG. 2020. Soft optical metamaterials. *Nano Convergence*. **7**(1). DOI 10.1186/s40580-020-00226-7.
- CHEN, Zefeng et al. 2017. Flexible Piezoelectric-Induced Pressure Sensors for Static Measurements Based on Nanowires/Graphene Heterostructures. *ACS Nano*. **11**(5), 4507-4513. DOI 10.1021/acs.nano.6b08027.
- KHOLKIN, Andrei. 2013. Piezoelectric materials and devices Applications in engineering and medical science. *Materials Today*. **16**(3), 94-95. DOI 10.1016/j.mattod.2013.03.001.
- LI, Xing et al. 2018. 1D Piezoelectric Material Based Nanogenerators: Methods, Materials and Property Optimization. *Nanomaterial*. **8**(4). DOI 10.3390/nano8040188.
- MELLY, Stephen Kirwa et al. 2020. Active composites based on shape memory polymers: overview, fabrication methods, applications, and future prospects. *Journal of Materials Science*. **55**(25), 10975-11051. DOI 10.1007/s10853-020-04761-w.
- TINOCO, Hector A. et al. 2019. Evaluation of a Piezo-Actuated Sensor for Monitoring Elastic Variations of Its Support with Impedance-Based Measurements. *Sensors (Basel, Switzerland)*. **19**(1). DOI 10.3390/s19010184.

Vedoucí práce:

Ing. Vojtěch Lindauer
Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání práce:

1. září 2020

Předpokládaný termín odevzdání: 30. června 2021

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA
děkan

Rozhodnutí o žádosti studenta

Ponechání tématu bakalářské práce a prodloužení termínu do 30.6.2022

Jméno a příjmení: **Dominik Štulík**

Osobní číslo: **D18000167**

Datum podání žádosti **30.07.2021**

Rozhodnutí děkana ze dne 09.08.2021 :

VYHOVĚL

Odůvodnění

Poučení

Proti tomuto rozhodnutí se může student/ka odvolat ve lhůtě 30 dnů od jeho oznámení. Odvolání se podává děkanovi.

Rozhodnutí rektora ze dne

NEUVEDENO

Odůvodnění:

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědom toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědom následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

12. května 2022

Dominik Štulík

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Vojtěchu Lindauerovi za trpělivost, odborné rady a připomínky, které vedly ke zpracování bakalářské práce. Poděkování patří také doc. Ing. Pavlu Rydlovi Ph.D., který se podělil o své znalosti, byl mi nápomocen při tvorbě snímače tlaku a poskytl cenné rady při měřeních.

Anotace

Autor: Dominik Štulík
Instituce: Fakulta zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci
Název práce: Snímač tlaku pro biomedicínské aplikace na principu smart materiálu
Vedoucí práce: Ing. Vojtěch Lindauer
Počet stran: 55
Počet příloh: 3
Rok obhajoby: 2022

Anotace: Bakalářská práce se zabývá návrhem a realizací snímače tlaku pro biomedicínské aplikace na principu smart materiálu. V teoretické části jsou shrnuty poznatky o smart materiálech, jejich rozdělení a využití v medicíně. V další části jsou popsány fyzikální základy jevů ve smart materiálech a veličiny, které zohledňujeme při konstrukci snímače tlaku. Posledním tématem teoretické části je seznámení s principem fungování senzorů a jejich rozdělení. Výzkumná část práce se nejprve zabývá vytvořením tlakového snímače pomocí NiTi žíhaných drátů o průměru 0,05 mm a poté ověřením funkčnosti a určením fyzikálních parametrů snímače. Dále se zabýváme ověřením a návrhem použití vytvořeného snímače tlaku ve vhodné biomedicínské aplikaci (lymfodrenážní nohavice) a navrhujeme možnosti využití NiTi drátu pro další aplikace v medicíně.

Klíčová slova: smart materiály, NiTi dráty, snímač tlaku, biomedicínská aplikace

Annotation

Author: Dominik Štulík
Institution: Faculty of Health Studies, Technical University of Liberec
Title: Pressure sensor for biomedical applications based on smart material principle
Supervisor: Ing. Vojtěch Lindauer
Pages: 55
Apendix: 3
Year: 2022

Annotation: The bachelor thesis deals with the design and implementation of a pressure sensor for biomedical applications based on the smart material principle. The theoretical part summarizes the knowledge of smart materials, their classification and use in medicine. In the next section are described the physical basis of phenomena in smart materials and the parameters considered in the design of the pressure sensor. The last topic of the theoretical part is an introduction to the principles of sensors and their categorization. The research part of the thesis first deals with the creation of a pressure sensor using NiTi annealed wires with a diameter of 0.05 mm and then the verification of the functionality and determination of the physical parameters of the sensor. Next, we discuss the verification and design of the use of the created pressure sensor in a suitable biomedical application (lymphatic drainage legs) and propose the possibility of using the NiTi wire for further medical applications.

Keywords: smart materials, NiTi wires, pressure sensor, biomedical applications

Obsah

Obsah	10
Seznam použitých zkratk	12
Seznam použitých symbolů	13
1 Úvod.....	14
2 Teoretická část	15
2.1 Smart materiály	15
2.1.1 Slitiny tvarové paměti	16
2.1.2 Slitiny NiTi s tvarovou pamětí.....	17
2.1.3 Konstrukční uspořádání NiTi smart materiálů.....	18
2.1.4 Využití NiTi v medicíně	19
2.2 Fyzikální základy jevů ve smart materiálech	21
2.2.1 Změny v krystalové struktuře	21
2.2.2 Závislost deformace na napětí	22
2.3 Koncept měření tlaku	24
2.3.1 Mechanický tlak.....	24
2.3.2 Tlak v tekutinách	25
2.3.3 Tlak v plynech	25
2.3.4 Jednotky tlaku	26
2.4 Úvod do senzorů	26
2.4.1 Rozdělení senzorů.....	28
2.4.1.1 Kapacitní tlakový senzor	29
2.4.1.2 Piezoelektrický tlakový senzor.....	29
2.4.1.3 Piezorezistivní senzor	29
3 Výzkumná část.....	31
3.1 Metodika výzkumu.....	31
3.2 Vlastnosti použitého NiTi drátu	31

3.3	Snímač tlaku pro aplikaci ve zdravotnictví	34
3.3.1	Ověření funkčnosti snímače tlaku.....	35
3.3.2	Statické měření snímače tlaku	36
3.3.2.1	První statické měření	37
3.3.2.2	Druhé statické měření.....	38
3.3.2.3	Třetí statické měření	39
3.3.2.4	Vyhodnocení statického měření	40
3.3.3	Dynamické měření snímače tlaku.....	40
3.3.3.1	Vyhodnocení dynamického měření	41
3.3.4	Ověření snímače tlaku pomocí výpočtu.....	43
3.4	Návrh použití snímače tlaku v lymfodrenážních nohavicích	44
3.5	Návrh možnosti využití pro další biomedicínské aplikace	45
4	Závěr	47
	Seznam použité literatury	49
	Seznam obrázků.....	52
	Seznam tabulek.....	53
	Seznam grafů	54
	Seznam příloh	55

Seznam použitých zkratek

A/Č převodník	převodník analogového signálu na číslicový
atm	atmosféra
H ₂ O	chemický vzorec pro vodu
mm H ₂ O	milimetr vodního sloupce
mm Hg	milimetr rtuťového sloupce
NiTi	slitina niklu a titanu
Pa	pascal
PE	pseudoelasticita
SI	mezinárodní systém jednotek
SMA	smart materiály
SME	efekt tvarové paměti

Seznam použitých symbolů

<i>Veličina</i>	<i>Jednotka</i>	<i>Význam veličiny</i>
A	[m ²]	plocha
C^2	[m · s ⁻¹]	střední kvadratická rychlost
D_1	[mm]	maximální průměr nafouknuté elastické hadice
D_2	[mm]	hodnota průměru elastické hadice při vyfouknutí
E	[Pa]	konstanta úměrnosti
F	[N]	síla
k	[Ω/m]	konstanta snímače tlaku
KE	[J]	kinetická energie
l	[m]	délka prodloužení
l_0	[m]	původní délka
n	[závit]	počet závitů
p	[Pa]	tlak
t	[s]	doba, za kterou vzroste tlak na maximální hodnotu
t_1	[s]	odpovídá hodnotě před prvním nárůstem tlaku
t_2	[s]	odpovídá maximální hodnotě měření
V	[m ³]	objem
Δl	[mm]	prodloužení NiTi drátu
ΔR	[Ω]	hodnota odporu
ΔR_{rozdl}	[Ω]	rozdíl odporu nejvyšší a nejnižší průměrné hodnoty
ε	[-]	relativní prodloužení
ρ	[kg · m ⁻³]	hustota
σ	[Pa]	normálové napětí

1 Úvod

Při vývoji nové zdravotnické techniky bývá poptávka po zkvalitňování jejích snímačů. Žíhané NiTi dráty se řadí mezi materiály s tvarovou pamětí, mají silnou závislost rezistivity na deformaci a jejich vhodnou konstrukcí lze znásobit deformační a tím i měřicí účinek. Proto je tento materiál vhodnou alternativou pro konstrukci snímače.

V teoretické části dojde ke shrnutí poznatků o smart materiálech, jejich rozdělení a využití v medicínských aplikacích. Dále budou popsány fyzikální základy jevů ve smart materiálech a veličiny, které zohledníme při konstrukci snímače tlaku. Posledním tématem teoretické části bude seznámení s principem fungování senzorů a jejich rozdělení.

Hlavním cílem bakalářské práce je vytvoření nového snímače tlaku na principu smart materiálu. Pro konstrukci nového snímače tlaku pro použití ve zdravotnictví bude zvolen NiTi drát o průměru 0,05 mm, který ve smyčkách namotáme na elastickou hadici. Zvolíme správnou tuhost elastické hadice, aby bylo možné měřit rozsahy tlaku, které se běžně používají ve zdravotnictví. Principem snímače tlaku bude snímání deformace elastické hadice pomocí NiTi drátu, kde bude NiTi drát snímat nafouknutí elastické hadice. Abychom ověřili funkčnost a určili fyzikální vlastnosti nového snímače tlaku, bude provedena statická charakteristika.

Dalším cílem výzkumné části je ověření možnosti použití snímače tlaku v lymfodrenážních nohavicích. Pro ověření funkčnosti snímače v lymfodrenážních nohavicích zvolíme dynamický průběh měření, pomocí kterého zjistíme o jakou hodnotu se NiTi drát prodlouží při maximálním tlaku. Prodloužení NiTi drátu ověříme také pomocí výpočtu. Dále navrhne možnosti využití pro další medicínské aplikace.

2 Teoretická část

2.1 Smart materiály

Smart materiály, většinou senzory a akční členy, jsou materiály s podstatnou odezvou na vnější podněty. Mezi tyto podněty patří podněty mechanické, elektrické, magnetické nebo chemické. Díky těmto podnětům mění smart materiály svůj tvar nebo vlastnosti. Pro výjimečnou snímací schopnost jsou smart materiály velmi žádané a vhodné pro elektro-mechanická zařízení. Smart materiály způsobily revoluci v celém technologickém průmyslu. Jejich dopad vidíme ve všech sférách průmyslu a to v automobilovém, elektronickém, leteckém, lékařském průmyslu a mnoha dalších. Některé smart materiály mají schopnost tvarové paměti. (Pushin et al, 2019).

Tyto materiály byly pojmenovány jako materiály s tvarovou pamětí, protože mohou podléhat rozměrovým změnám v reakci na různé podněty (Melly et al, 2020). Existuje několik typů materiálů s tvarovou pamětí, včetně slitin tvarové paměti, polymerů tvarové paměti, keramiky tvarové paměti a hybridů tvarové paměti (Liu, Ghodrat a Jansen, 2022). Materiály s tvarovou pamětí reagují na určité specifické změny a podněty v prostředí, díky kterým je umožněna fázová přeměna (Behera et al., 2020). Mezi tyto podněty patří podněty tepelné, tlakové, nebo vliv elektrického a magnetického pole (Sagdic et al., 2022). Důležitá vlastnost u materiálů s tvarovou pamětí je deformace. V důsledku fázové přeměny se deformovaný tvar může navrátit do svého původního tvaru, a to při zahřátí nad teplotu přechodu, proto se materiály s tvarovou pamětí mohou použít vícekrát. Velké množství energie u materiálů s tvarovou pamětí může být uloženo do mezipaměti, kde lze provádět energetické přeměny, jako je přeměna tepelně-mechanická, elektro-mechanická, magneticko-mechanická a chemicko-mechanická (Behera et al., 2020).

Smart materiály mohou lépe fungovat v kombinaci s řídicí jednotkou a tvořit tak inteligentní systém. Inteligentní systém obecně obsahuje makroskopickou strukturální síť s vlastní schopností snímání a ovládání. Tento systém je potenciálně schopen zpracovávat informace prostřednictvím své mikrostruktury. Smart materiály mají charakteristickou vlastnost vracet se do své původní konfigurace prostřednictvím aplikace různých podnětů, jako je elektrické pole, magnetické pole, elektromagnetické pole, teplota,

chemikálie a tlakové pole. V 21. století se věda a technologie spoléhají na vývoj nových smart materiálů, u nichž se očekává, že budou reagovat na změny prostředí a projevovat své funkce podle optimálních podmínek. V současné době můžeme mezi nejpoužívanější smart materiály zařadit materiály s tvarovou pamětí, piezoelektrické materiály, elektrostriční materiály, magnetostríční materiály, elektro-reologické materiály, magneto-reologické materiály a vláknovou optiku (Behera et al., 2020).

2.1.1 Slitiny tvarové paměti

Slitiny s tvarovou pamětí mají příznivé vlastnosti, mezi které řadíme pseudoelasticitu, vyšší tlumicí schopnosti, chemickou odolnost a biokompatibilitu. Základní jev obnovy tvaru založený na efektu tvarové paměti (SME) a pseudoelasticitě (PE) je poháněn fázovým přechodem mezi nízkoteplotní fází do vysokoteplotní fáze (Behera et al., 2020).

Materiály ze slitin s tvarovou pamětí jsou vhodné pro tlumení vibrací. Přítomnost hystereze během austenitové a martenzitové fázové přeměny poskytuje přijatelnou kapacitu pro ztrátu energie (Khalili, Botshekanan a Shariyat, 2013). Hystereze je míra rozdílu přechodových teplot mezi zahříváním a ochlazováním. Tento jev je obecně definován mezi teplotami, při nichž je materiál při ohřevu z 50 % přeměněn na austenit a při ochlazení je z 50 % přeměněn na martenzit (Mohd et al., 2014).

Kromě toho mají materiály ze slitin s tvarovou pamětí neobvyklou materiálovou vlastnost, kterou je superelastická (pseudoelastická). To znamená, že jsou schopny udržet a obnovit velké deformace, které se pohybují řádově v hodnotách 10 %, aniž by došlo k nevratné plastické deformaci (Khalili, Botshekanan a Shariyat, 2013).

Fázové transformace, ke kterým dochází v SME, jsou transformace bez difúze, takže zachovávají objem. V důsledku fázové transformace se deformovaný tvar může vrátit do původního tvaru, když se zahřeje nad teplotu přechodu. Při fázové transformaci ve SMA dochází k významným změnám ve fyzikálních, mechanických, chemických, elektrických a optických vlastnostech. Mezi tyto změny patří změny povrchové struktury, drsnosti povrchu, meze kluzu, modulu pružnosti, obnovy tvaru, tlumení, tepelné vodivosti,

koeficientu tepelné roztažnosti, elektrického odporu, propustnosti par a dielektrické konstanty. Tyto změny umožňují navrhování a výrobu špičkových mikrosenzorů.

Podle reakce materiálů s tvarovou pamětí existují dva typy efektů: jednosměrný SME a obousměrný SME. V jednosměrném SME se materiál po zahřátí nad austenitickou teplotu vrátí do svého původního stavu, ale po ochlazení se nevrátí do svého deformovaného stavu. Pro obousměrný SME je nutný přepínací stimul jako je pružinový efekt, aby se materiál deformoval v martenzitické fázi. Již zmíněné vlastnosti spolu se superelasticitou a biokompatibilitou ukázaly velký potenciál pro použití NiTi smart materiálů v biomedicínských aplikacích (Behera et al., 2020).

2.1.2 Slitiny NiTi s tvarovou pamětí

Již více než 50 let přitahují pozornost slitiny na bázi niklu a titanu, které procházejí reverzibilními termoelastickými změnami za použití martenzitických transformací. Slitiny na bázi niklu a titanu přitahují pozornost díky vynikajícím strukturálním a funkčním vlastnostem, mezi které patří termomechanická tvarová paměť, pseudoelastická v kombinaci s vysokou pevností a tvarovou pamětí. Mezi další vlastnosti patří trvanlivost, odolnost proti korozi a biokompatibilita. Tyto materiály jsou široce používány v leteckém, automobilovém, těžebním, robotickém, biomedicínském odvětví a také v dalších oborech. Z tohoto materiálu lze též vytvářet mikroelektromechanické systémy, jako jsou senzory a akční členy (Pushin et al, 2019).

NiTi slitiny ve formě tenkých superelastických drátů, tenkých válcovaných plechů a tenkostěnných trubek vykazují díky svému malému rozměru a mikrostruktuře vynikající termomechanické vlastnosti. Těchto vlastností je dosaženo speciálním termomechanickým zpracováním. Dochází ke kombinaci vícenásobného zpracování za tepla a studena. Během výroby dochází také k provádění žihání (Heller et al, 2012).

2.1.3 Konstrukční uspořádání NiTi smart materiálů

V této podkapitole se zabýváme konstrukčním uspořádáním NiTi smart materiálů jako jsou tenké žíhané NiTi dráty a tenké NiTi filmy. V současné době je od poskytovatelů smart materiálů k dispozici široká škála tenkých žíhaných NiTi drátů v rozmezí velikosti 20–100 μm . Mikrostruktura NiTi drátů poskytuje vyšší pevnost, široké superelastické okno a lepší cyklickou stabilitu. Funkční vlastnosti superelastických NiTi drátů jsou způsobeny chemickým složením, prací za studena při tažení drátu a konečným tepelným zpracováním, neboli tvarováním.

V dnešní době se používá velké množství NiTi drátů s různými funkčními vlastnostmi, proto je potřeba vhodně zvolit parametry pro každou aplikaci a pečlivě porovnat funkční vlastnosti různých superelastických NiTi drátů. Výhodou je, že si může uživatel zvolit parametr konečného tepelného zpracování, který definuje superelastické chování drátu. V případě textilního zpracování žíhaných NiTi drátů dochází k přímému žihání drátu, kde se drát zahřívá v hloubkové peci, která je zahřátá na 500 °C a je pod stálým napětím. Tento proces prováděný na straně výrobce zaručuje, že drát dodávaný na jedné cívce má stejné funkční vlastnosti po celé jeho délce. V případě drátu dodávaného na více cívkách je však nutné samostatně hodnotit jeho funkční vlastnosti. Abychom zjistili funkční chování a parametry daného NiTi drátu, je potřeba jej podrobit standartnímu testování (Heller et al, 2008).

Dalším konstrukčním uspořádáním nitinolu jsou NiTi tenké filmy, které jsou vhodné pro mikroelektromechanické systémy a to díky velké hustotě pracovní energie, nízké spotřebě energie, dlouhé životnosti a dobré odezvě na zpracování technologií křemíkového mikroobrábění. Mají také vynikající odolnost proti korozi a jsou biokompatibilní, což vede k vývoji v biomedicínských aplikacích například stentů, fixací tkáně a podávání léků. Složení pro optimální účinek tvarové paměti NiTi ve formě tenkého filmu se může lišit od filmu sypaných slitin, na které má vliv velikost zrna, podmínky rovinného napětí a povrchové efekty. V NiTi smart materiálech se projevuje velká tažnost, ovšem dochází k pomalé odezvě. To je způsobeno tím, že jsou tyto materiály tepelně upravovány. Citlivým parametrem je způsob dodávky a odvodu tepla v cyklu. To je přímo ovlivněno dobou cyklu, která je citlivým parametrem (Behera et al., 2020).

Ve srovnání NiTi drátů s tenkými filmy mají tenké filmy větší rychlost chlazení kvůli jejich vysokému poměru povrchu a objemu, což zvyšuje rychlost přenosu tepla. Proto lze dobu cyklu snížit. Rychlost chlazení je mnohem větší ve srovnání s jinými materiály, jako jsou například elektrostatické a piezoelektrické materiály.

Vyšší obnova napětí vede k větší pracovní hustotě až $2,5 \times 10^7 \text{ J} / \text{m}^3$. Pro zvýšení odezvy NiTi tenkovrstvých filmů SMA je bezpodmínečně nutné snížit dobu cyklu, to znamená čas potřebný pro transformaci mezi austenitovou a martenzitovou fází během chlazení. Zkrácení doby cyklu je možné docílit zlepšením rychlosti chlazení a minimalizací teplotního rozsahu způsobené chlazením a ohřevem pro dokončení transformace ve směru dopředu a dozadu. Tenký film je účinně poháněn joulovou energií během elektrického ohřevu a spouští rychleji chlazení (Behera et al., 2020).

2.1.4 Využití NiTi v medicíně

Tenké žíhané NiTi dráty našly využití v lékařství a to v závislosti na konečném tepelném zpracování. Tenké žíhané NiTi dráty vykazují pro nás důležité superelastické napětí 5–8 %, tažnost více než 40 %, mez kluzu pro plasticitu do 1,5 GPa a pevnost do 2 GPa. Mezi další vlastnosti patří transformační plató při napětí 400–700 MPa a superelastické okno nad 200 °C. (Heller et al, 2012).

NiTi smart materiály mohou být aplikovány v podobě drátů, jako jsou dráty ortodontického oblouku, stenty, svorky intrakraniálního aneuryzmatu, vodící dráty, dlahy pro osteosyntézu, svorky a chirurgické implantáty (Lin et al., 2019).

Konvenční materiály stentů, jako je nerezová ocel, nebo slitiny na bázi kobaltu, vykazují výrazně odlišnou elasticitu a deformační chování, které se liší od chování konstrukčních materiálů v živém těle. Pružná deformace těchto kovů a slitin je omezena na přibližně 1% deformace. Prodloužení se obvykle lineárně zvětšuje a zmenšuje s úměrně působící silou. Naproti tomu přírodní materiály, jako jsou vlasy, šlachy a kosti, se mohou pružně deformovat v některých případech až na 10% deformace. Po uvolnění deformačního napětí se při nižším napětí deformace obnoví. Podobně se chovají i slitiny nitinolu.

Jejich pružná deformace může dosahovat více než 10 %. Toto chování se nazývá superelastická. Superelastický nitinol se makroskopicky jeví jako velmi pružný, ovšem jeho mechanismus deformace je zcela odlišný od běžné pružnosti neboli natahování atomových vazeb. Superelastická je důsledkem fázové transformace vyvolané napětím, zatímco tvarová paměť je výsledkem tepelné fázové přeměny. Když se superelastický nitinol ochladí na teplotu nižší než je teplota transformace, změní také svou krystalovou strukturu. Materiál může být plasticky deformován při nízkých teplotách, ale původní tvar lze obnovit zahřátím nad teplotu přeměny A_f (Stoeckel, Pelton a Duering, 2004).

Při aplikaci NiTi smart materiálů v lidském těle hraje důležitou roli odolnost vůči korozi a toxicitě. Tyto vlastnosti významně ovlivňují biokompatibilitu NiTi smart materiálů (Lin et al., 2019).

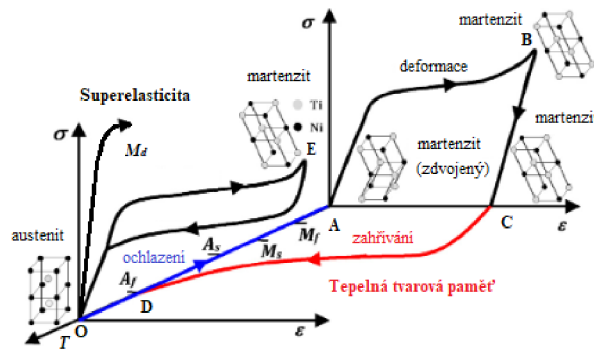
Je známo, že nitinol vyžaduje kontrolované zpracování, aby bylo dosaženo optimální tvarové paměti a superelastických vlastností. Stejně důležité je povrchové zpracování, aby vznikla optimální odolnost proti korozi a biokompatibilita. Korozní odolnost správně zpracovaného nitinolu konkuruje titanu nebo jiným materiálům, ze kterých se vyrábějí implantáty. Nitinol, stejně jako titan, nerezová ocel a další, vytváří stabilní povrchovou oxidovou vrstvu, která chrání materiál před korozi. Vzhledem k vysokému obsahu niklu ve slitině existují pochopitelně obavy, že by se nikl mohl z nitinolu rozpouštět z důvodu koroze a mohl by způsobit nepříznivé účinky v lidském organismu. Několik studií měřilo uvolňování niklu během působení nitinolových implantátů v tělesných tekutinách. Během in vitro studie, při které došlo k rozpouštění nitinolových zubních drátů ve slinách, bylo zjištěno, že nitinolové dráty uvolňují průměrně 13,05 mg niklu za den, což je výrazně méně než odhadovaná průměrná hodnota příjmu ve stravě, která činí 200-300 mg za den. V další studii ortodontických pacientů s nitinolovými aparáty byla měřena koncentrace niklu v krvi v průběhu období 5 měsíců. Výsledky neprokázaly žádné významné zvýšení koncentrace niklu v krvi v průběhu celé studie (Stoeckel, Pelton a Duering, 2004).

2.2 Fyzikální základy jevů ve smart materiálech

2.2.1 Změny v krystalové struktuře

Nitinol vykazuje typicky dvě fáze, kterými jsou austenit a martenzit (Biffi, Fiocchi, Tuissi, 2022). Austenit má kubickou strukturu a je stabilní při vyšších teplotách. Martenzit je monokrystalický krystal, který je stabilní při nižších teplotách. Fázová transformace může být vyvolána změnou teploty nebo deformací. Nitinol vykazuje dvě jedinečné mechanické vlastnosti: tepelnou tvarovou paměť a superelasticitu. Na obr. 1 je znázorněna transformace austenitu na martenzit (Guo et al., 2013).

Nitinol je zpočátku v austenitickém stavu v počátečním bodě O. Při aplikovaném napětí je nitinol zatížen podél cesty $O \rightarrow E$, kde dochází k fázové přeměně z austenitu na martenzit a současně dochází ke dvojčatění martenzitu. Při této fázi lze dosáhnout velkého elastického napětí až 8 %. Při opačné fázi podél cesty $E \rightarrow O$ se materiál přemění z austenitu na martenzit a dochází k obnovení superelastické deformace. Tento jev demonstruje hysterezní smyčka na obr.1. V oblasti tepelné tvarové paměti, kdy je nitinol ochlazen pod martenzitickou teplotu M_f , dochází podél cesty $O \rightarrow A$ ke zdvojené transformaci. Přesměrováním a dvojčatěním martenzitu podél cesty $A \rightarrow B$ je materiál plasticky deformován. Dále dojde k pružnému odlehčení z $B \rightarrow C$, které vede k přeorientování dvojčatého martenzitu. Po zahřátí nad konečnou austenitovou teplotu A_r materiál přechází z martenzitu do austenitu a dochází k obnovení pseudoelastické deformace tím, že si materiál pamatuje svůj dříve definovaný tvar (Guo et al., 2013).



Obr. 1 Křivky závislosti deformace-napětí (Guo et al., 2013, s. 83)

- M_s je teplota začátku přeměny z austenitické fáze do martenzitické fáze při ochlazování
- M_f je teplota konce přeměny z austenitické fáze do martenzitické fáze při ochlazování
- A_s je teplota začátku přeměny z martenzitické fáze do austenitické fáze při zahřívání
- A_f je teplota konce přeměny z martenzitické fáze do austenitické fáze při zahřívání
- M_d je teplota začátku deformace martenzitu (Guo et al., 2013).

2.2.2 Závislost deformace na napětí

Hookův zákon elasticity se zaobírá silami, které působí na těleso v tlaku, tahu a také důsledky sil při působení. Když jsou hodnoty normálového napětí menší, než je mez úměrnosti σ_u , tak je napětí normálové σ [Pa] přímo úměrné relativnímu prodloužení ε :

$$\sigma = E \cdot \varepsilon,$$

Rovnice 2.1 (Beneš, Kyplová a Vítek, 2015, s. 98)

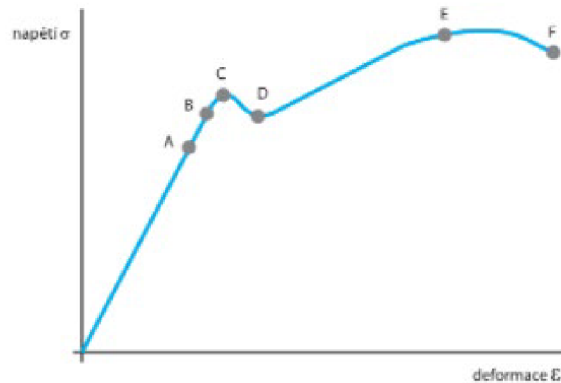
kde E [Pa] je konstanta úměrnosti, též nazývaná jako modul pružnosti v tahu nebo Youngův modul. Pro tento vztah lze také Youngův modul považovat za poměr napětí a jím vyvolané relativní deformace. Relativní prodloužení původní délky l_0 na délku l je určeno poměrem:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0},$$

Rovnice 2.2 (Beneš, Kyplová a Vítek, 2015, s. 98)

kde $\Delta l = l - l_0$.

Pokud jsou hodnoty normálového napětí větší než σ_u , začíná se projevovat nelinearita a Hookův zákon neplatí.



Graf 1 Závislosti napětí σ na relativním prodloužení ϵ pro měkkou ocel (Beneš, Kyplová a Vítek, 2015, s. 98)

Následující parametry hrají roli při deformaci těles (Obr. 2).

- Mez úměrnosti – maximální síla, při které je poměrná deformace a závislost napětí ještě lineární (bod A).
- Mez pružnosti – maximální síla, kterou lze materiál namáhat. Po přerušení namáhání se materiál vrátí do původního stavu. Určuje hranici mezi plastickou a elastickou deformací (bod B).
- Mez kluzu – síla, při které se začne materiál plasticky (nenávratně) deformovat. Deformace materiálu zůstává i po přerušení namáhání (bod C).
- Tažnost – představuje možnou míru prodloužení materiálu (rozmězí mezi body C a F)
- Mez pevnosti – maximální síla, která vede k prodloužení materiálu.

Mezi mezemi pružnosti a úměrnosti je deformace pružná, ale nelineární. Pokud působí větší síla než je mez pružnosti, tak se těleso trvale deformuje. Při napětí, které je větší než je mez kluzu, vzrůstá trvalá deformace a současně se zužuje průřez tyče, dokud nedosáhne napětí nejvyšší hodnoty a to meze pružnosti. Při dalším působení síly vzrůstá deformace, při které se průřez dále zužuje, až dojde k přetržení tyče (Beneš, Kyplová a Vítek, 2015).

2.3 Koncept měření tlaku

Koncept tlaku byl primárně založen na průkopnické práci Evangelisty Torricelliho. Během svých experimentů s rtuťovými nádobami si v roce 1643 uvědomil, že atmosféra vyvíjí tlak na Zemi. Velký francouzský experimentátor Blaise Pascal v roce 1647 provedl experiment, při kterém zjistil, že tlak vyvíjený na kolonu rtuti závisí na nadmořské výšce. V roce 1660 Robert Boyle uvedl svůj slavný vztah, kde říká, že součin míry tlaku a objemu je konstantní pro danou hmotnost vzduchu při stálé teplotě. V roce 1738 vyvinul Daniel Bernoulli nárazovou teorii tlaku plynu do bodu, kdy bylo možné analyticky odvodit Boyleův zákon. Bernoulli také předpokládal zákon Charles-Gay-Lussaca, když uvedl, že tlak se zvyšuje zahříváním plynu při konstantním objemu (Fraden, 2016).

2.3.1 Mechanický tlak

Obecně lze látky rozdělit na pevné látky a tekutiny. Slovo tekutina popisuje něco, co může proudit. To zahrnuje kapaliny a plyny. Kapalina působí tlakem kolmo na stěny nádoby a kolmá složka tlaku se projeví v celém objemu. Obecně lze tlak definovat jako sílu F vyvíjenou kolmo na jednotkovou plochu A na hranici povrchu.

$$p = \frac{dF}{dA}$$

Rovnice 2.3 (Fraden, 2016, s. 430)

Jak vyplývá z rovnice, tlak je síla rozložená na ploše. Tlakové snímače tedy nejen velmi úzce souvisí se silovými snímači, jelikož se obě veličiny jen převádí přes plochu, ale velmi často se pro měření tlaku používají snímače síly a tlakové senzory se naopak používají k měření síly (Fraden, 2016).

2.3.2 Tlak v tekutinách

Tlak v tekutině je v určité hloubce (gravitačním poli) zvýšen o tíhu tekutiny nad ní.

$$dp = wdh,$$

Rovnice 2.4 (Fraden, 2016, s. 430)

kde w je měrná hmotnost média na Zemi a h představuje výšku ve vertikální poloze. Tlak není ovlivněn tvarem omezujících hranic. Lze tedy navrhnout širokou škálu tlakových senzorů bez ohledu na tvar a rozměry. Pokud je tlak aplikován na jednu stranu povrchu kapaliny, nebo plynu, je tlak přenesen na celý povrch, aniž by došlo ke změně tlaku (Fraden, 2016).

2.3.3 Tlak v plynech

Kinetická teorie plynů uvádí, že na tlak lze pohlížet jako na míru celkové kinetické energie molekul narážejících na povrch (Fraden, 2016).

$$p = \frac{2 KE}{3 V}$$

Rovnice 2.5 (Fraden, 2016, s. 430)

V rovnici 5 odpovídá KE kinetické energii, V je objem. Tato rovnice naznačuje, že tlak a hustota stlačitelných kapalin, nebo plynů jsou lineární. Zvýšení tlaku vede k proporcionálnímu zvýšení hustoty s ohledem na okolní tlak. Nazývá se absolutní, když se měří s ohledem na vakuum při nulovém tlaku. Tlak média může být statický, pokud se jedná o tekutinu v klidu, nebo dynamický, pokud se jedná o kinetickou energii pohybující se tekutiny (Fraden, 2016).

2.3.4 Jednotky tlaku

Jednotkou tlaku SI je pascal: $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$. To znamená, že se jeden pascal rovná síle jednoho Newtonu rovnoměrně rozloženého na ploše metru čtverečního. Někdy se v technických systémech používá atmosféra, která se označuje 1 atm. Jedna atmosféra je tlak vyvíjený na cm^2 sloupcem vody o výšce 1 m, při teplotě $+4 \text{ }^\circ\text{C}$ a normálním gravitačním zrychlení.

$$1 \text{ Pa} = 1,45 \cdot 10^{-4} \text{ lb/in.}^2 = 9,869 \cdot 10^{-6} \text{ atm} = 7,5 \cdot 10^{-4} \text{ cm Hg}$$

Jeden Pa je docela nízký tlak. Pro praktický odhad je užitečné si uvědomit, že 0,1 mm H_2O se rovná zhruba 1 Pa. Mnohem větší tlaková jednotka 1 bar = 10^5 Pa. V průmyslu se často používá jiná tlaková jednotka. Je definována jako tlak vyvíjený 1 mm sloupcem rtuti při $0 \text{ }^\circ\text{C}$ za normálního atmosférického tlaku a normální gravitace. Tato jednotka je pojmenována po Torricellim a nazývá se torr:

$$1 \text{ torr} = 1 \text{ mm Hg.}$$

Ideální tlak zemské atmosféry je 760 Torrů (mm Hg) a nazývá se atmosférický tlak.

$$1 \text{ atm} = 760 \text{ torr} = 101,325 \text{ Pa}$$

V medicíně se arteriální krevní tlak tradičně měří v mm Hg. Pro zdravého člověka je typický arteriální tlak zhruba 120/70 mm Hg, kde první číslo je systolický tlak, zatímco druhé číslo je diastolický tlak. Tyto tlaky lze vyjádřit jako 0,158 / 0,092 atm, což znamená, že v tepnách krevní tlak kolísá a je vždy o tato čísla vyšší než okolní atmosférický tlak (Fraden, 2016).

2.4 Úvod do senzorů

Senzor, neboli snímač je zařízení, které přijímá podnět a reakcí na tento podnět je signál. Pojmy snímač a detektor jsou synonyma, používají se zaměnitelně a mají stejný význam. Detektor se však častěji používá ke zdůraznění spíše kvalitativní než kvantitativní povahy měření. Detektor je převaděč jakéhokoli druhu energie nebo vlastnosti na jiný typ energie nebo vlastnosti, zatímco snímač jej převádí na elektrický signál. Elektrické signály ze senzorů jsou přiváděny do multiplexeru, který je přepínačem nebo bránou. Jeho funkcí je připojit senzory po jednom k analogově-digitálnímu převodníku za předpokladu, že senzor produkuje analogový signál, nebo produkuje signály v digitálním formátu přímo

do počítače. Počítač řídí multiplexer a analogově-digitální převodník slouží k příslušnému načasování (Fraden, 2016).

Stručně řečeno, existují dva typy senzorů, přímé a hybridní. Přímý snímač převádí podnět na elektrický signál nebo upravuje externě dodávaný elektrický signál. Hybridní snímač navíc potřebuje jeden nebo více snímačů, aby mohl být použit přímý snímač pro generování elektrického výstupu (Fraden, 2016).

Senzor sám o sobě nefunguje. Vždy je součástí většího systému sběru dat, který může obsahovat mnoho dalších detektorů, převodníků signálu, procesorů, paměťových zařízení, záznamníků dat a akčních členů. Umístění senzoru v systému je buď vnitřní, nebo vnější. Může být umístěn na vstupu zařízení, aby snímal vnější účinky a informoval systém o změnách vnějších podnětů. Může být také interní součástí zařízení, která monitoruje vlastní stav zařízení. Při monitoraci vlastního stavu dochází ke zpětné vazbě, aby se dosáhlo odpovídajícího výkonu (Fraden, 2016).

Mezi důležité pojmy používané v senzorech patří stimul. Stimul je množství, vlastnost nebo stav, který je přijat a převeden na elektrický signál. Stimuly jsou například intenzita a vlnová délka světla, vzdálenost, zvuk, síla, zrychlení, rychlost pohybu a chemické reakce. Další používaný pojem v senzorech je elektrický signál. Elektrický signál je signál, který může být směrován, zesílen a upravován elektronickými zařízeními. Důležitou roli představuje i sada výstupních charakteristik, která se nazývá též formát výstupního signálu. Proto má senzor vstupní vlastnosti jakéhokoliv druhu a elektrické výstupní vlastnosti. Výstupní signál snímače může být ve formě napětí, proudu nebo náboje (Fraden, 2016).

Snímač může být dále popsán z hlediska amplitudy, polarity, frekvence, fáze nebo digitálního kód. Senzor můžeme přirovnat k překladači obecně neelektrické hodnoty na elektrickou hodnotu (Fraden, 2016).

2.4.1 Rozdělení senzorů

Všechny senzory mohou být dvojího druhu: pasivní a aktivní. Pasivní senzor nepotřebuje žádný další zdroj energie. Generuje elektrický signál v reakci na vnější podnět. To znamená, že vstupní energie stimulu je senzorem přeměněna na výstupní signál. Příkladem aktivního senzoru je termočlánek a piezoelektrický snímač (Fraden, 2016).

Aktivní snímače nevyžadují pro svou činnost externí napájení. Pasivní snímače vyžadují pro svou činnost externí napětí, které se nazývá budící signál. Tento signál je senzorem modulován tak, aby produkoval výstupní signál. Aktivní senzory se někdy nazývají parametrické, protože jejich vlastnosti se mění v reakci na vnější podnět. Tyto vlastnosti lze následně převést na elektrické signály. Lze konstatovat, že parametr senzoru moduluje budící signál a že modulace nese informace o měřené hodnotě. Například termistor je citlivý na teplotu. Nevytváří žádný elektrický signál, ale průchodem elektrického proudu (budícího signálu) může být jeho odpor měřen detekcí změn proudu, nebo napětím na termistoru. Tyto změny uváděné v ohmech přímo souvisejí s teplotou prostřednictvím změny na odpor. Dalším příkladem pasivního snímače je odporový tenzometr, ve kterém elektrický odpor souvisí s napětím v materiálu. Pro měření odporu senzoru na něj musí být přiveden elektrický proud z externího zdroje energie (Fraden, 2016).

V závislosti na vybrané referenci lze senzory rozdělit na absolutní a relativní. Absolutní senzor detekuje stimul ve vztahu k absolutnímu fyzickému měřítku, které je nezávislé na podmínkách měření, zatímco relativní senzor je závislý na podmínkách měření. Příkladem absolutního senzoru je termistor, který je teplotně citlivý. Jeho elektrický odpor přímo souvisí s absolutní teplotní stupnicí Kelvina. Mezi další velmi populární teplotní senzor patří termočlánek, který je relativní senzor. Produkuje elektrické napětí, které je funkcí teplotního gradientu napříč vodiči termočlánu. Výstupní signál termočlánu tedy nemůže souviset s žádnou konkrétní teplotou bez odkazu na vybranou základní linii. Dalším příkladem absolutního a relativního senzoru je tlakový senzor. Senzor absolutního tlaku produkuje signál ve vztahu k vakuu. Senzor relativního tlaku produkuje signál k vybrané základní linii, která není nulovým tlakem, jako je atmosférický tlak (Fraden, 2016).

2.4.1.1 Kapacitní tlakový senzor

Kapacitní tlakový senzor se řadí do pasivních snímačů (Kang, Ri a Choe, 2021). Kapacitní snímač je tvořen dvěma paralelními deskami (elektrodami), které fungují jako kondenzátor (Bijender, Kumar, 2021). Jedna elektroda kondenzátoru je pevná a druhá elektroda kondenzátoru je tvořena membránou, jejíž poloha se mění při působení tlaku. Změnou tlaku se tyto desky přiblíží a to se projeví změnou kapacity (Kang, Ri a Choe, 2021).

Pokud je elektroda tvořena membránou například z pevného kusu silikonu, maximalizuje se tím její provozní stabilita. Membránu lze navrhnout tak, aby produkovala až 25 % změny kapacity v celém rozsahu. Výhodou kapacitních snímačů je to, že pomocí zarážek přetlaku můžeme měřit tisíckrát větší jmenovitý tlak v plném rozsahu. To je důležité zejména pro nízkotlakové aplikace, kde se občas mohou vyskytnout pulsy relativně vysokého tlaku (Fraden, 2016).

2.4.1.2 Piezoelektrický tlakový senzor

Piezoelektrický keramický senzor se řídí principem energetického převodu mechanické energie vytvořené napětím, nebo tlakem na elektrickou energii a naopak. Piezoelektrické senzory využívají piezoelektrický efekt, který je výsledkem lineární elektromechanické interakce mezi mechanickým a elektrickým stavem (Gautschi, 2002).

2.4.1.3 Piezorezistivní senzor

Piezorezistivní senzory jsou obecně definovány jako aktivní senzory. Ty se samozřejmě liší od pasivních senzorů, které při stimulaci spontánně generují elektrický signál, takže nemusí být napájeny externím zdrojem napětí. Aktivní senzory naopak potřebují specifické napájecí obvody v závislosti na technologii převodníku. Piezorezistivní senzory se také používají k provádění přímých měření dynamometrických a geometrických parametrů. Mohou zahrnovat sílu, tření, posunutí, deformaci, hmotnost, tlak, průtok, hladinu, výšku, točivý moment, zrychlení, praskliny, dotvarování a únavu.

V technologických procesech výroby piezorezistivních senzorů jsou zahrnuty velmi odlišné materiály, jako jsou vodivé elastomery, uhlíková vlákna a čisté kovy nebo slitiny jako je nikl a měď. K výrobě tlakového senzoru jsou zapotřebí dva základní komponenty: detektor vychýlení a pružná součást mající oblast A , na kterou je síla F distribuována.

S odkazem na elektrickou povahu zařízení můžeme tvrdit, že piezorezistivní účinek má za následek změnu odporu R elektrického vodiče, kde ρ je rezistivita materiálu [$\Omega \cdot \text{cm}$], l je délka vodiče a A plocha příčného řezu (Fiorillo, Critello a Pullano, 2018).

$$R = \rho \cdot \frac{l}{A}$$

Rovnice 2.6 (Fiorillo, Critello a Pullano, 2018, s. 157)

Díky vynikajícím elastickým vlastnostem monokrystalického křemíku nedochází prakticky k žádné k hysterezi, a to ani při silném statickém tlaku. Gaussův faktor je u silikonu mnohonásobně silnější než u tenkých kovových vodičů. Obvykle se vyrábějí tenzometrické odpory pro připojení jako je například Wheatstoneův můstek. Výstup takového obvodu v plném rozsahu je řádově několik stovek milivoltů, takže je vyžadován převodník signálu pro převedení výstupu signálu do přijatelného výstupního formátu. Dále křemíkové odpory vykazují silnou teplotní citlivost, proto by piezorezistory měly být teplotně kompenzovány, nebo by měl obvod pro úpravu signálu zahrnovat teplotní kompenzaci (Gautschi, 2002).

3 Výzkumná část

Výzkumná část se zabývá návrhem a konstrukcí tlakového snímače média pro aplikace ve zdravotnictví.

3.1 Metodika výzkumu

Výzkum byl realizovaný v laboratoři CXI v období září 2021 – duben 2022. Nejprve byl proveden návrh a konstrukce snímače pomocí NiTi žíhaných drátů. Pro rozsah tlaků používaných ve zdravotnictví (0 až 300 mmHg) byla nejprve zvolena hadice z vhodného elastického materiálu, která tvoří základ snímače. Dále byl vybrán vhodný žíhaný NiTi drát, který umožňuje co nejvyšší změnu odporu. Zvolen byl NiTi drát o průměru 0,05 mm. Pro ověření funkčnosti realizovaného snímače bylo nejprve provedeno statické měření snímače pro získání statické charakteristiky snímače. Dále bylo provedeno dynamického měření pro získání dynamické charakteristiky snímače. Druhá polovina práce se zabývá návrhem použití již vytvořeného a funkčního snímače tlaku v biomedicínské aplikaci. Byla zvolena aplikace snímače tlaku vzduchu v lymfodrenážních nohavicích a aplikace speciálního snímače na bázi NiTi drátu pro snímání polohy pacienta na lůžku v nemocnici.

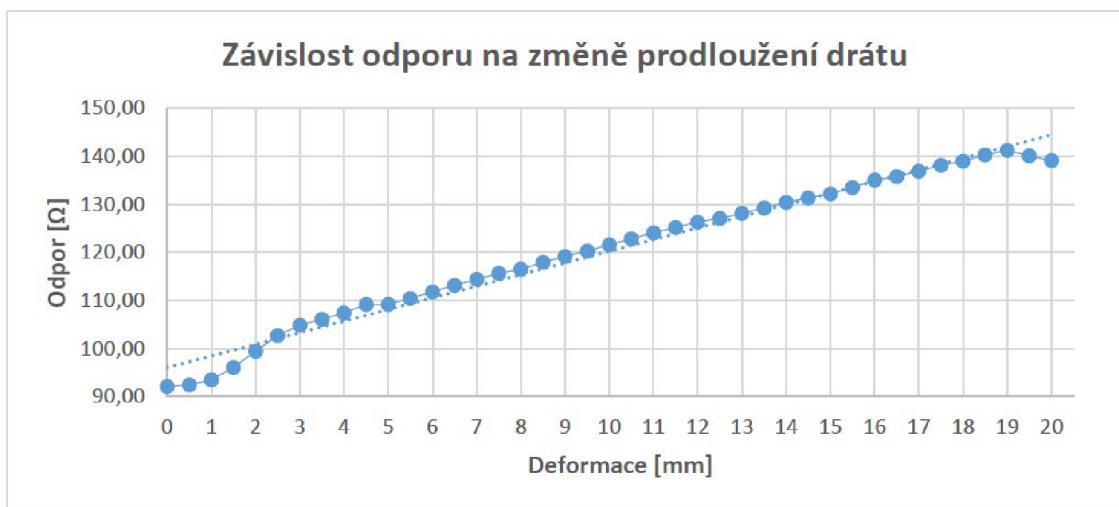
3.2 Vlastnosti použitého NiTi drátu

Počátky využití NiTi drátů byly na textilní fakultě, kde se NiTi dráty používaly v pleteninách. Následovalo navázání spolupráce s Linetem (výrobcem zdravotnických postelí), kde se řešil problém snímání polohy pacienta na lůžku, měření dechové a tepové frekvence pomocí snímačů na bázi NiTi drátů. To vedlo ke vzniku BELT snímače, který funguje na principu převodu mechanické deformace na změnu elektrického odporu vlákna při vnějším zatěžování.

Při konstrukci snímače byl použit NiTi drát o průměru 0,05 mm, protože je citlivý na změny tlaku, nebo prodloužení drátu. Tlak vyvolá prodloužení drátu a prodloužení drátu

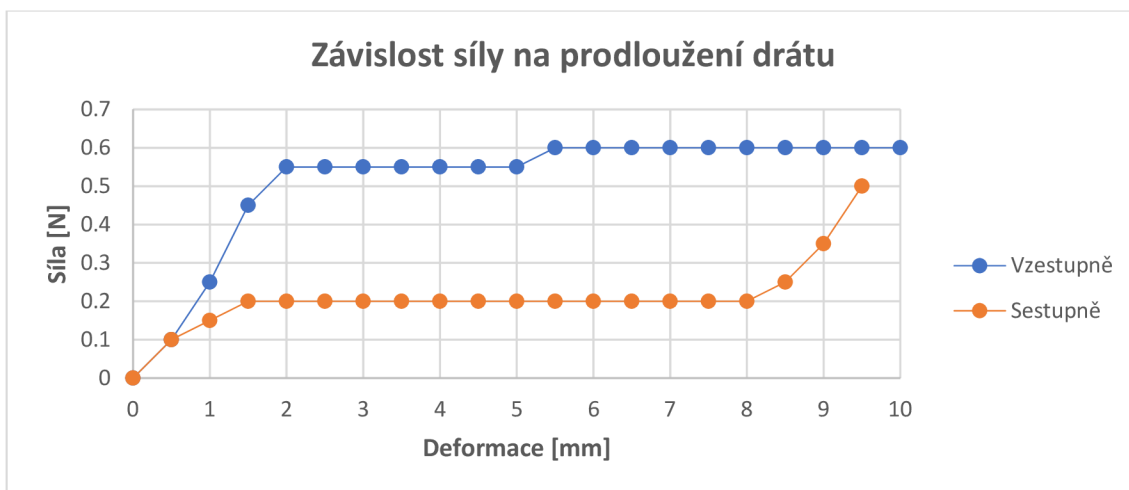
udělá změnu odporu, kterou umíme měřit. Charakteristické vlastnosti použitého NiTi drátu 0,05 mm jsou uvedeny v následujících třech grafech.

Graf 2 zobrazuje průběh odporu na změně prodloužení NiTi drátu. Při měření byla použita délka NiTi drátu 210 mm. Při měření průběhu odporu na změně prodloužení NiTi drátu bylo zjištěno, že závislost elektrického odporu na deformaci je téměř lineární. Bylo zjištěno, že průměrná změna odporu na 1 mm protažení činí 2,56 Ω . Konstanta odpovídající prodloužení drátu je $k = 2,4165 \Omega/m$ (Váňová, 2021).



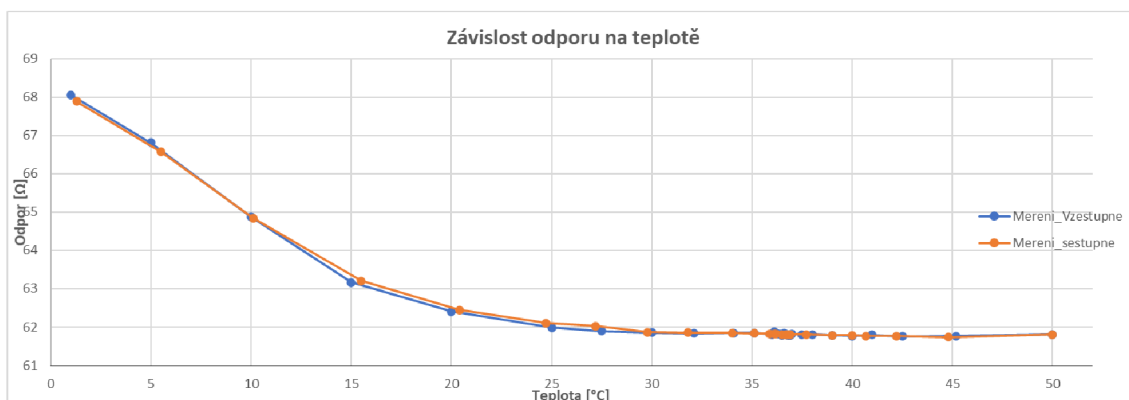
Graf 2 Závislost odporu na změně prodloužení drátu (Váňová, 2021, s. 43)

Vliv deformace NiTi drátu je uveden v grafu 3. Použitý NiTi drát 0,05 mm je při teplotách v okolí 20 °C v austentickém stavu. Vyznačuje se superelastickým chováním. V grafu 3 je naměřený průběh závislosti síla-protahování. Z naměřených hodnot je patrná hystereze, která je způsobena třecí silou. Třecí síla musí překonat fázové rozhraní mezi teplotními fázemi austenit-martenzit a naopak. Při měření byla použita délka drátu 210 mm (Váňová, 2021).



Graf 3 Závislost síly na prodloužení drátu (Váňová, 2021, s. 44)

V grafu 4 je uvedena závislost odporu NiTi drátu na teplotě. Během měření závislosti elektrického odporu na teplotě byl NiTi drát zahříván v klima komoře na konkrétní požadované teploty, při kterých docházelo k měření odporu drátu. Měření bylo provedeno zvyšováním teploty v rozmezí 1 °C až 50 °C. Z měření lze vyvodit, že drát použitý při měření je vhodný pro aplikace ve zdravotnictví, protože změna odporu v rozsahu teplot 20 až 50 °C je minimální. Při tomto rozsahu teplot se drát nachází ve stavu austenitické fáze (Váňová, 2021).

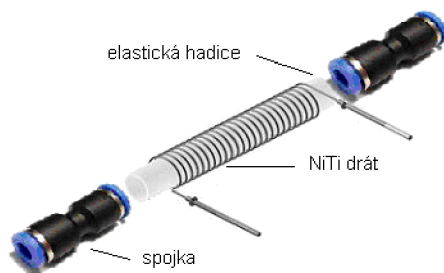


Graf 4 Závislost odporu na teplotě drátu (Váňová, 2021, s. 40)

3.3 Snímač tlaku pro aplikaci ve zdravotnictví

Hlavním cílem praktické části bylo vytvořit snímač tlaku média. Zvolili jsme NiTi žíhaný drát, který disponuje superelastickými vlastnostmi, které jsou vhodné pro vytvoření snímače tlaku ve zdravotnictví. V počátcích konstrukce snímače tlaku vzduchu jsme vzali měkkou elastickou hadici, okolo které jsme namotali ve smyčkách NiTi žíhaný drát o průměru 0,05 mm. Při ověřování funkčnosti jsme zvyšovali tlak v elastické hadici, ovšem při zvýšení tlaku se začaly tvořit vzduchové výdutě mezi jednotlivými smyčkami. Stěžejním faktorem se ukázal výběr správné tuhosti elastické hadice. Proto jsme zvolili větší tuhost elastické hadice a tento problém se již nestával. Při výběr tuhosti elastické hadice mělo vliv i to, abychom mohli měřit námi určený tlak, jehož hodnoty se používají ve zdravotnictví. Drát musel být namotán tak, aby se smyčky nedotýkaly mezi sebou a nedošlo ke zkratu. V našem experimentu jsme udělali 6 závitů. Pro možnou aplikaci snímače tlaku se elastická hadice s již namotaným NiTi drátem napojila na spojky, pomocí kterých mohl být snímač tlaku aplikován do dalších experimentů. Snímač tlaku můžeme vidět na obr. 2.

Námi konstruovaný snímač tlaku funguje na principu přenosu deformace elastické hadice na drát, který je díky superelastickým vlastnostem schopen takové deformace pojmout. Hlavním prvkem snímače je tedy elastická hadice, které musí být dostatečně tuhá, aby docházelo pro snímané hodnoty tlaků k deformaci v ideálních mezích. To znamená tak, aby byl zkonstruovaný snímač co nejcitlivější, a využívalo se tak celé tolerované deformace drátu, ale zároveň aby nedocházelo k příliš velké deformaci, a tak degradaci snímače. Ke změně odporu nedochází jen kvůli změně délky, poissonovému poměru a tloušťce drátu, ale zejména díky vratné fázové přeměně uvnitř drátu, která zásadně zvyšuje změnu odporu. Výhodou snímače je nízká cena při konstrukci.

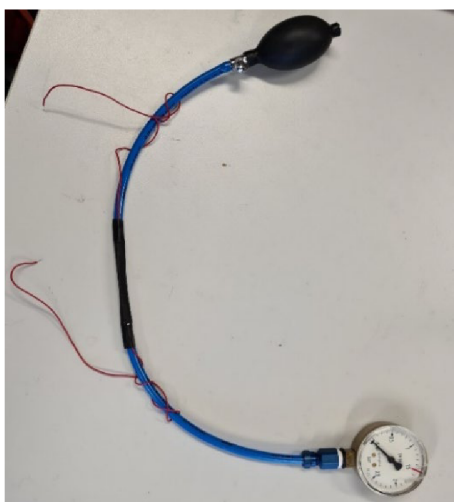


Obr. 2 Snímač tlaku pro aplikaci ve zdravotnictví (zdroj: autor)

3.3.1 Ověření funkčnosti snímače tlaku

Při ověření funkčnosti došlo k napojení snímače tlaku pomocí spojek k tuhé hadici. Na jedné straně k balónku z tonometru, který se používá při měření tlaku krve a na druhé straně ke klasickému manometru (obr. 3). NiTi dráty byly připraveny k napojení na multimetr, ovšem až po potvrzení funkčnosti vytvořeného snímače tlaku. Následovalo vytvoření tlaku ve snímači tlaku pomocí balónku z tonometru, který byl patrný na manometru a tím došlo k potvrzení funkčnosti snímače tlaku.

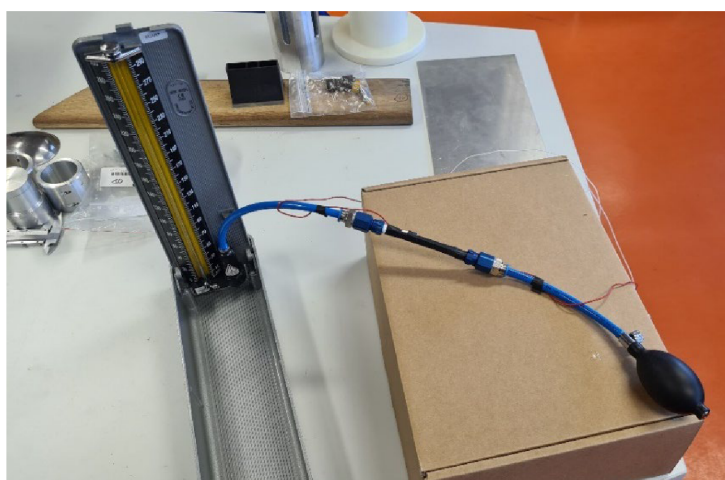
Při prvním měření a tím ověření funkčnosti snímače tlaku se vyskytly problémy s těsněním snímače tlaku a docházelo k úniku vzduchu a tím i k chybnému měření. Proto bylo při konstrukci snímače tlaku velice důležité utěsnění snímače tlaku, hadice z elastického materiálu a spojek tak, aby nedocházelo k úniku vzduchu neutěsněnými otvory. Pro tento účel byly použity kovové svorky.



Obr. 3 První prototyp snímače (zdroj: autor)

3.3.2 Statické měření snímače tlaku

Jedna z metod určení fyzikálních vlastností vytvořeného snímače tlaku je průběh statického měření. Pro tento experiment došlo k napojení snímače tlaku ke rtuťovému tonometru, který měří rozsahy tlaků používaných v medicíně a je přesnější, než tonometr použitý v prvním experimentu *Ověření funkčnosti snímače tlaku* viz obr. 4. Následovalo připojení NiTi drátů k multimetru (multimetr GW INSTEK, typ GDM-8251A), pomocí kterého byl měřen odpor snímače tlaku na dvě desetinná místa (obr. 5).



Obr. 4 Připojení snímače tlaku na rtuťový tonometr. (zdroj: autor)



Obr. 5 Multimetr použitý pro statické měření (zdroj: autor)

Při experimentu byl změřen statický průběh tlaku z maximální hodnoty až na nulovou hodnotu. Balónkem byl vytvořen tlak na hodnotu 300 mm Hg. Poté došlo k postupnému

poklesu tlaku, za pomoci ventilu, při kterém byla zapisována náhodná data ze stupnice rtuťového tonometru a multimetru ve stejný čas. Pro větší objektivitu byla provedena tři statická měření.

3.3.2.1 První statické měření

Cílem prvního statického měření bylo zjistit změnu odporu NiTi drátu a následně vypočítat směrnice změřené křivky, neboli konstanty snímače. Hodnota složky x v rovnici odpovídá změně odporu na 1 mm rtuťového sloupce a hodnota složky y odpovídá průsečíku proložené křivky s osou y . Měření bylo prováděno multimetrem, který měří odpor na dvě desetinná místa. Kompletní výsledky prvního měření byly zaneseny do tab.1. Z naměřených hodnot byl vytvořen graf 5, který zobrazuje průběh prvního statického měření.

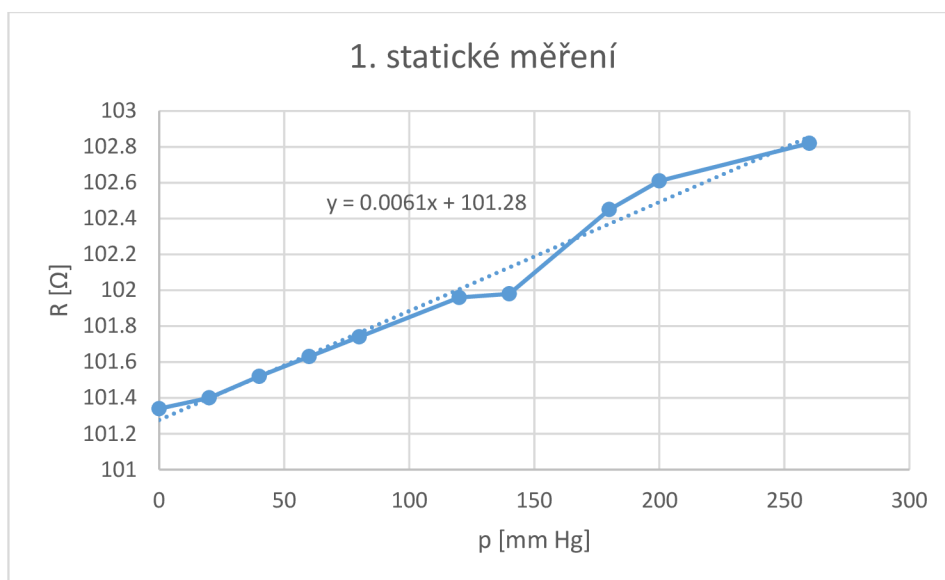
Konstanta snímače prvního statického měření:

$$y = 0,0061x + 101,28$$

Rovnice 3.7 (zdroj: autor)

Tab. 1 Naměřené hodnoty prvního statického měření odpor-tlak

tlak [mm Hg]	260	200	180	140	120	80	60	40	20	0
R [Ω]	102,82	102,61	102,45	101,98	101,96	101,74	101,63	101,52	101,40	101,34



Graf 5 První statické měření

3.3.2.2 Druhé statické měření

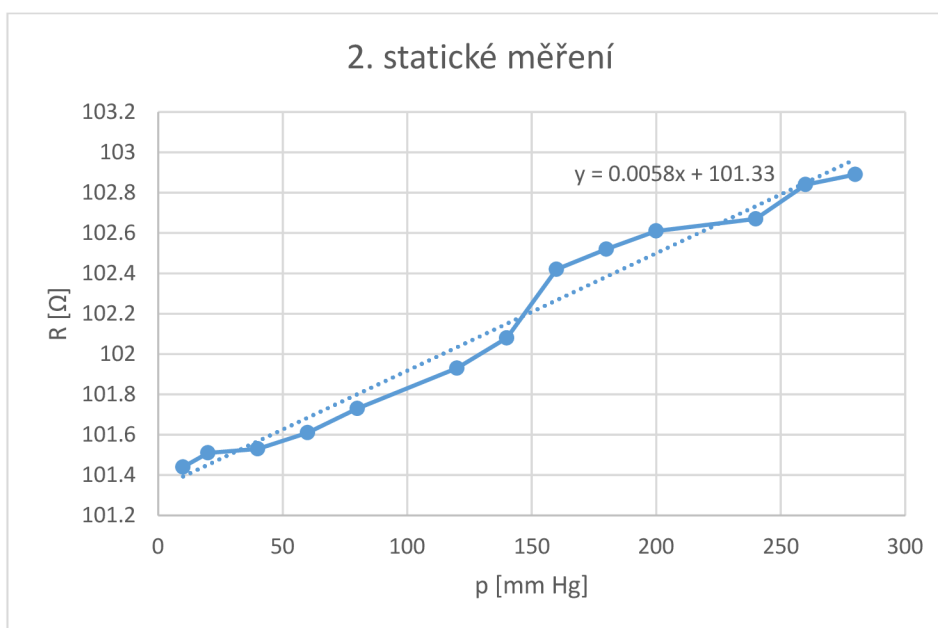
Cílem druhého statického měření bylo zjistit změnu odporu NiTi drátu a následně vypočítat směrnici změřené křivky. Mezi jednotlivými měření docházelo k úpravám snímače. Hodnota složky x v rovnici odpovídá stejně jako u prvního statického měření změně odporu na 1 mm rtuťového sloupce a hodnota složky y odpovídá průsečíku proložené křivky s osou y. Měření bylo prováděno multimetrem, který měří odpor na dvě desetinná místa. Kompletní data druhého statického měření byla zanesena do tab. 2. Z naměřených hodnot byl vytvořen graf 6, který zobrazuje průběh druhého statického měření. Oproti prvnímu statickému měření se výsledná konstanta snímače nepatrně liší. Konstanta snímače druhého statického měření:

$$y = 0,0058x + 101,33$$

Rovnice 3.7 (zdroj: autor)

Tab. 2 Naměřené hodnoty druhého statického měření odpor-tlak

tlak [mm Hg]	280	260	240	200	180	160	140
R [Ω]	102,89	102,84	102,67	102,61	102,52	102,42	102,08
tlak [mm Hg]	120	80	60	40	20	10	
R [Ω]	101,93	101,73	101,61	101,53	101,51	101,44	



Graf 6 Druhé statické měření (zdroj: autor)

3.3.2.3 Třetí statické měření

Cílem třetího statického měření bylo zjistit změnu odporu NiTi drátu a následný výpočet směrnice změřené konstanty snímače. Hodnota složky x v rovnici odpovídá stejně jako u prvního a druhého statického měření změně odporu na 1 mm rtuťového sloupce a hodnota složky y odpovídá průsečíku proložené křivky s osou y. Měření bylo prováděno multimetrem, který měří odpor na dvě desetinná místa. Před třetím měřením došlo k mechanickým úpravám snímače. Kompletní data třetího statického měření byla zanesena do tab.3. Z naměřených hodnot byl vytvořen graf 7, který zobrazuje průběh třetího statického měření. Oproti prvnímu a druhému statickému měření se výsledná konstanta snímače téměř neliší.

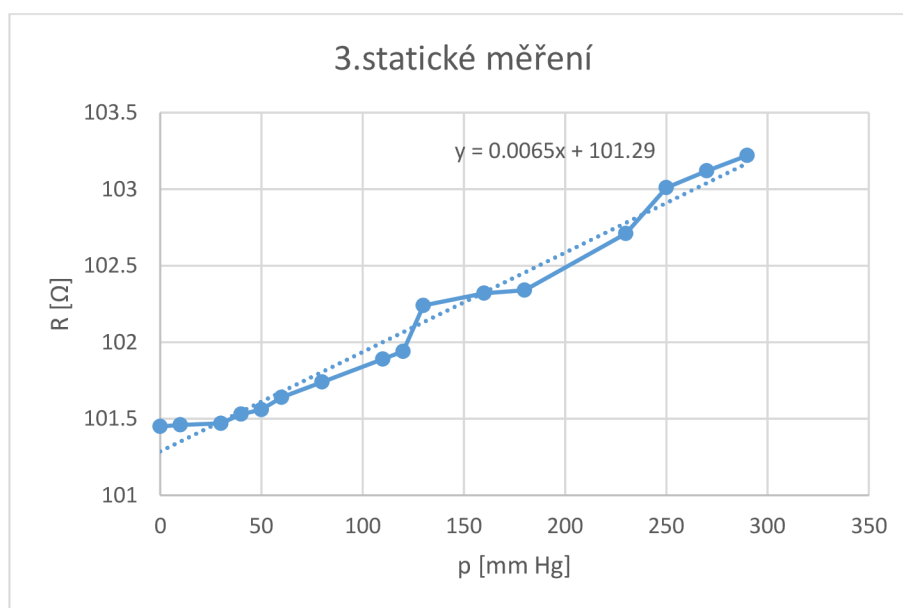
Konstanta snímače druhého statického měření:

$$y = 0,0065x + 101,29$$

Rovnice 3.8 (zdroj: autor)

Tab. 3 Naměřené hodnoty třetího statického měření odpor-tlak

tlak [mm Hg]	290	270	250	230	180	160	130	120
R [Ω]	103,22	103,12	103,01	102,71	102,34	102,32	102,24	101,94
tlak [mm Hg]	110	80	60	50	40	30	10	0
R [Ω]	101,89	101,74	101,64	101,56	101,53	101,47	101,46	101,45



Graf 7 Třetí statické měření

3.3.2.4 Vyhodnocení statického měření

Cílem bylo zjistit změnu odporu NiTi drátu a následný výpočet průměrné směrnice změřené křivky. Abychom dostali výslednou konstantu snímače, udělali jsme aritmetický průměr konstant jednotlivých měření.

Průměrná konstanta snímače tlaku:

$$y = 0,0061333333x + 101,3$$

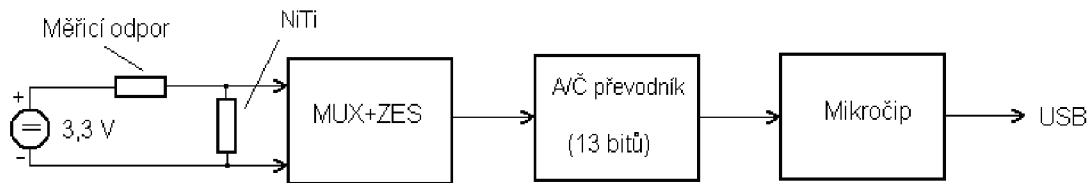
Rovnice 3.9 (zdroj: autor)

Hodnota složky x v rovnici odpovídá stejně jako u všech provedených statických měření změně odporu na 1 mm rtuťového sloupce a hodnota složky y odpovídá průsečíku proložené křivky s osou y . Změna odporu v průměru odpovídá 0,006 ohmů na mm Hg, nominální odpor snímače je 101,3 ohmů při pokojové teplotě.

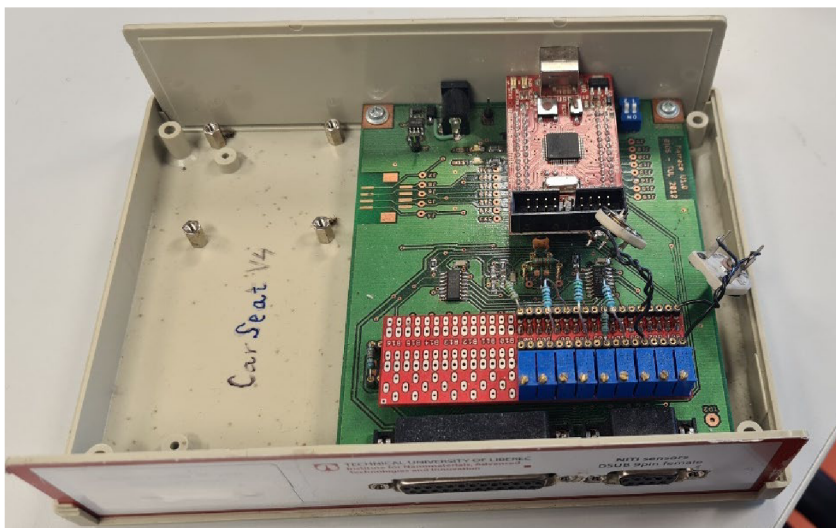
3.3.3 Dynamické měření snímače tlaku

Při experimentu dynamického měření byla data změřená dynamicky pomocí měřicí elektroniky. Byl změřen průběh zvyšování tlaku až na hodnotu 230 mm Hg a pokles na nulový tlak. V tomto experimentu byla změna odporu NiTi drátu vyhodnocována pomocí měřicí elektroniky na obrázku 7. Blokové zapojení použitého měřicího systému je uvedeno na obrázku 6.

Měřicí systém se skládá z přepínače měřeného signálu, zesilovače signálu a A/Č převodníku, který převádí měřený analogový signál na signál digitální (13 bitů). To znamená, že měřený interval analogového signálu je rozdělen na 8192 dílků (digitů). Dále se měřicí systém skládá z mikročipu, který řídí proces zpracování dat ze snímačů a provádí konverzi signálu na výstup USB.



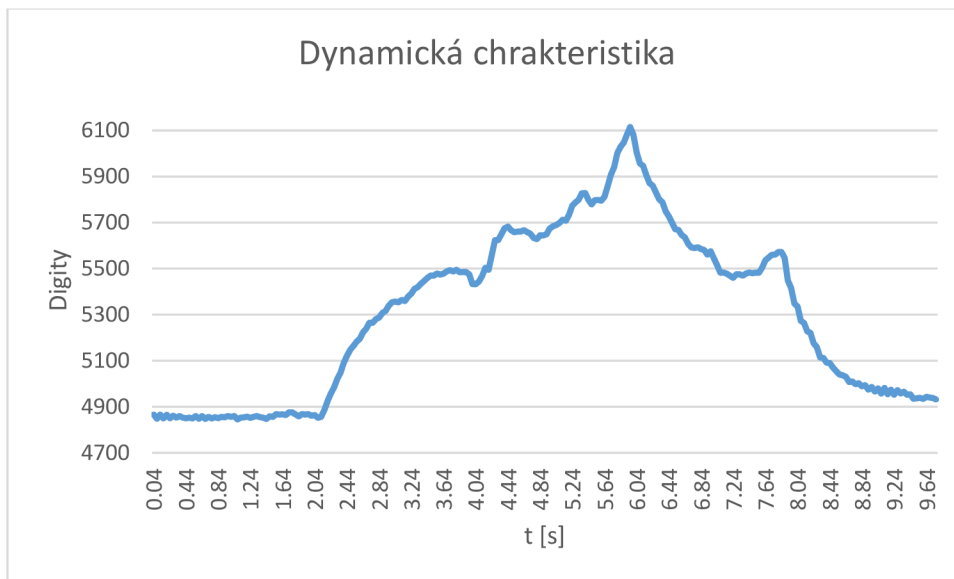
Obr. 6 Blokové zapojení měřícího systému (zdroj: autor)



Obr. 7 Měřící systém (zdroj: autor)

3.3.3.1 Vyhodnocení dynamického měření

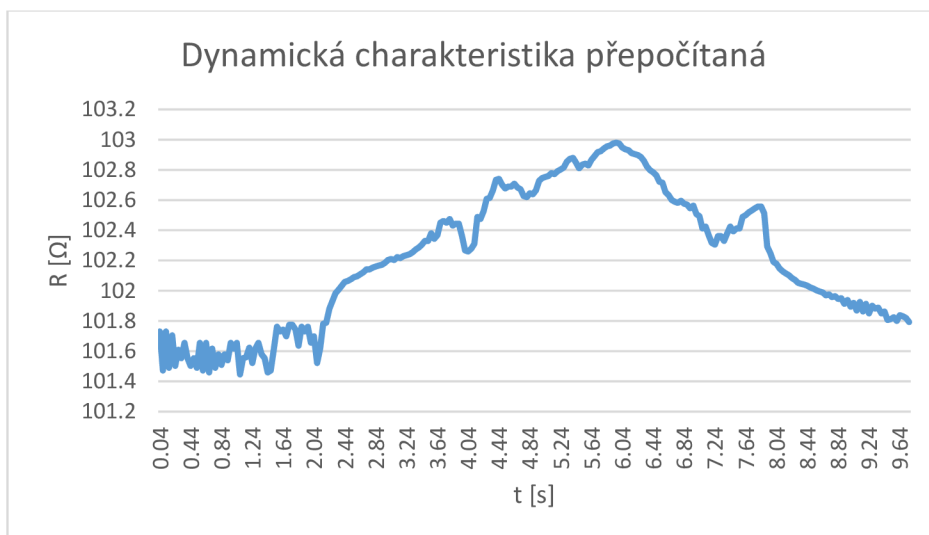
Graf 8 zobrazuje dynamické měření. Na ose x je čas ve formě pořadového čísla vzorku. Krok je $1/25$ s. Na ose y je hodnota měřeného odporu v digitech. Jedná se o výstup A/Č převodníku, kde odpovídá 13 bitů měřenému intervalu, který je rozdělen na 8192 dílků, neboli digitů. Naměřené hodnoty vložené do tabulky jsou uvedeny v příloze A.



Graf 8 Dynamická charakteristika snímače tlaku čas-digity (zdroj: autor)

Pro získání hodnoty, za jakou dobu stoupne tlak na maximální hodnotu 230 mm Hg, byl z grafu odečten čas $t_1 = 2,08$ s, který odpovídá minimální hodnotě před prvním nárůstem tlaku. Hodnota $t_2 = 5,96$ s odpovídá maximální hodnotě měření. Po odečtení z grafu byl získán čas $t = 3,88$ s, což je doba za kterou vzroste tlak na maximální hodnotu.

Pro vytvoření grafu 5 bylo potřeba přepočítat hodnoty naměřené v digitech do odporových hodnot. Čas měření na ose x je stejný, jako u grafu 8. Abychom získali hodnoty odporu, byl udělán aritmetický průměr nejvyšších a nejnižších naměřených hodnot z prvního, druhého a třetího měření a určila se průměrná nejvyšší a nejnižší hodnota odporu. Tyto hodnoty byly dosazeny za nejvyšší a nejnižší naměřené hodnoty v digitech. Pro zjištění hodnoty na ose x byl udělán rozdíl nejvyšší a nejnižší hodnoty. Výsledné číslo, které jsme dopočítali, jsme vydělili počtem vzorků. Tyto přepočítané hodnoty najdeme v příloze B.



Graf 9 Dynamická charakteristika čas-odpor (zdroj: autor)

Na grafech dynamického měření (graf 8 a graf 9) pozorujeme i malé změny fluktuace.

3.3.4 Ověření snímače tlaku pomocí výpočtu

Abychom mohli vypočítat a porovnat o kolik se NiTi drát prodlouží při deformaci, použili jsme znalosti z měření, která prováděla diplomantka Barbora Váňová. Vycházeli jsme z grafu Závislosti odporu na změně prodloužení drátu obr. 1. Do grafu prodloužení jsme v lineární oblasti promítli přičtení rozdílu průměrné nejvyšší a nejnižší hodnoty vyplývající ze statických měření, které jsme označili $\Delta R_{\text{rozdíl}} = 1,54 \Omega$. Z grafu jsme odečetli prodloužení a dostali hodnotu $\Delta l_{\text{odečtené}} = 0,733 \text{ mm}$, která nám určuje o kolik mm se drát prodlouží.

Snímač tlaku vytvořený pro potřeby práce disponuje šesti závity. ($n=6$). Pomocí posuvného měřítka byl změřen průměr $D_1 = 10,53 \text{ mm}$, který odpovídá hodnotě průměru maximálního nafouknutí elastické hadice a průměr $D_2 = 10,5 \text{ mm}$, který odpovídá hodnotě průměru elastické hadice při vyfouknutí. Následným dosazením do vzorce prodloužení dostaneme prodloužení drátu.

$$\begin{aligned} \Delta l &= \pi \cdot D_1 \cdot n - \pi \cdot D_2 \cdot n \\ \Delta l &= \pi \cdot 10,53 \cdot 6 - \pi \cdot 10,5 \cdot 6 \\ \Delta l &= 0,57 \text{ mm} \end{aligned}$$

Rovnice 3.10 (zdroj: autor)

Z výpočtu vyplývá, že hodnota prodloužení se nepatrně liší od hodnoty, která byla odečtena z grafu 2.

Statická konstanta snímače tlaku, která byla převzata z měření Ing. Váňové, odpovídá $k = 2,4165 \Omega/\text{m}$.

Změna odporu odpovídající $\Delta l = 0,57 \text{ mm}$ je

$$\Delta R = k \cdot \Delta l$$

$$\Delta R = 1,38 \Omega$$

Rovnice 3.11 (zdroj: autor)

Z výpočtu vyplývá, že hodnota odporu $\Delta R = 1,38 \Omega$ odpovídá prodloužení drátu o $\Delta l = 0,56 \text{ mm}$. V podkapitole 3.2 *Vlastnosti použitého drátu* bylo zmíněno, že při měření Ing. Váňovou bylo zjištěno, že průměrná změna odporu na 1 mm protažení je $2,56 \Omega$, což řádově odpovídá našemu ověření pomocí výpočtu. Malý rozdíl je kvůli odlišné konstrukci a principu snímače přijatelný.

3.4 Návrh použití snímače tlaku v lymfodrenážních nohavicích

V této části výzkumné práce se zabýváme použitím snímače tlaku v lymfodrenážních nohavicích. Kompletní aparatura lymfodrenážních nohavic se skládá z více komponentů (obr. 8). Jednou z komponent je přístroj, který obsahuje řídicí elektrotechniku a kompresor. Na čelní straně přístroje najdeme displej a tlačítka, používané pro nastavení hodnot jak programů, tak nastavení hodnot tlaku v mm Hg. Na zadní části přístroje najdeme přípojky vedoucí od kompresoru k hadicím, které slouží k distribuci vzduchu do lymfodrenážních nohavic. Samotné lymfodrenážní nohavice jsou napojeny na kompresor pomocí hadic. Lymfodrenážní nohavice jsou rozděleny do několika segmentů, neboli vaků, ve kterých dochází k postupné kompresi tlaku na námi navolenou hodnotu na displeji.



Obr. 8 Aparatura lymfodrenážních nohavic (zdroj: autor)

Snímač tlaku pro potřeby práce měl být napojen pomocí spojek k hadicím vedoucím od kompresoru. Měly být měřeny dynamické změny tlaku při nafukování, rovněž měl být změřen finální tlak v daném segmentu lymfodrenážní nohavice. Při výzkumu jsme uvažovali zaznamenání změny tlaku v čase. Bohužel byl tento přístroj zkonstruován tak, aby se dosáhlo nastavené hodnoty tlaku na displeji tak, že dochází k průtoku vzduchu za určitý čas, ovšem bez zpětné vazby. Proto jedinou vhodnou aplikací by bylo měření finálního tlaku uvnitř daného segmentu nohavice. Tento experiment nakonec nebyl aplikován, protože by byla potřeba rozříznout vak spolu se vzduchovými hadicemi a připojit do nich snímač tlaku. Tím by došlo k destrukci lymfodrenážních nohavic a nebylo by možné je nadále používat k jejich účelu.

3.5 Návrh možnosti využití pro další biomedicínské aplikace

Námi vytvořený snímač by mohl najít využití v oblastech vzduchových okruhů, mimotělního oběhu, ventilátorů, dávkovačů léků a detekce ucpání drénu. Jako další návrh použití NiTi drátů pro další biomedicínské aplikace lze navrhnout použití NiTi drátu ke snímání polohy pacienta na lůžku, aby se předešlo dekubitům, detekci pádu, nebo útěku pacienta, popřípadě i detekci křečí, nebo bolesti. Na postel pod pacienta lze umístit snímače polohy pacienta, které by zaznamenávaly pacientovu polohu a přenášeli data o poloze pacienta do sesterny. V případě dlouhého setrvání pacienta v jedné poloze by

došlo k upozornění nemocničního personálu, který by věděl, že je potřeba změnit pacientovu polohu, která by předešla vzniku dekubitů.

4 Závěr

Hlavním cílem bakalářské práce bylo vytvoření nového snímače tlaku média na principu smart materiálu.

V teoretické části byly shrnuty poznatky o smart materiálech, jejich chování, rozdělení a použití v medicíně. Dále byly popsány fyzikální vlastnosti a veličiny, které byly zohledněny při konstrukci snímače tlaku. V závěru teoretické části práce došlo k seznámení se s principem fungování senzorů a jejich rozdělením.

Prvním cílem výzkumné části práce byl návrh a konstrukce nového snímače tlaku vzduchu. Při konstrukci nového snímače tlaku vzduchu pro použití ve zdravotnictví jsme zvolili NiTi drát o průměru 0,05mm, který byl ve smyčkách namotán na elastickou hadici. Byla zvolena vhodná tuhost elastické hadice z důvodu možnosti měření rozsahu tlaků, které jsou běžně používány ve zdravotnictví. Principem snímače tlaku je zaznamenávání deformace elastické hadice pomocí NiTi drátu, který snímá nafouknutí elastické hadice. Změna odporu je dána protažením délky drátu a zároveň i vlivem změny mezi austenitem a martenzitem. Proto jsou při namáhání měřené změny odporu daleko větší, což je výhodou tohoto snímače. K dalším výhodám tohoto snímače lze řadit jednoduchost výroby a nízkou cenu. Aby byl splněn druhý cíl výzkumné části, došlo i k ověření statických vlastností navrženého snímače a tím určení fyzikálních vlastností.

Třetím cílem výzkumné části bylo ověření možnosti použití snímače tlaku v lymfodrenážních nohavicích. Pro ověření byl zvolen dynamický průběh měření, při kterém bylo zjištěno, o kolik mm se NiTi drát prodlouží při maximálním působení tlaku.

Dále byl připraven návrh aplikace nového snímače tlaku do lymfodrenážních nohavic. Samotná aplikace snímače tlaku nebyla možná, protože by bylo nutné rozříznout vak nohavice, čímž by došlo k jejich destrukci a nebylo by možné je následně využívat pacienty.

Čtvrtým cílem výzkumné části práce byl návrh možnosti využití NiTi drátu pro další aplikace v medicíně. V praxi by bylo možné použití námi vytvořeného snímače tlaku ve vzduchových okruzích, mimotělním oběhu, ventilátorech a dávkovačích léků. Další

potencionální využití snímače na bázi NiTi drátu je snímání polohy pacienta na lůžku v nemocnici.

V budoucnu by bylo možné snímač nadále vylepšovat, především ve výběru vhodné elastické hadice. Dále by bylo možné zpřesnit výpočetem započtením vlivu šroubovice a délky závitu, což by ale dávalo smysl pro koherentní hadici (konstrukce snímače se často měnila)

Seznam použité literatury

BEHERA, Ajit et al. 2020. Current global scenario of Sputter deposited NiTi smart systems. *Journal of Materials Research and Technology* [online]. **9**(6), 14582-14598. DOI 10.1016/j.jmrt.2020.10.032.

BENEŠ, J., J. KYMPLOVÁ a F. VÍTEK. 2015. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4712-5.

BIFFI, C.A., J. FIOCCHI a A. TUISSI. 2022. Relevant Aspects of Laser Cutting of NiTi Shape Memory Alloys. *Journal of Materials Research and Technology* [online]. ISSN 2238–7854. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2022.03.146>

BIJENDER a Ashok KUMAR. 2021. Flexible and wearable capacitive pressure sensor for blood pressure monitoring. *Sensing and Bio-Sensing Research* [online]. **33**. ISSN 2214–1804. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.sbsr.2021.100434>

FIORILLO, A. S., C. D. CRITELLO a S. A. PULLANO. 2018. Theory, technology and applications of piezoresistive sensors: A review. *Sensors and Actuators A: Physical* [online]. **281**, 156-174. DOI 10.1016/j.sna.2018.07.006

FRADEN, Jacob. 2016. *Handbook of Modern Sensor*. 5th ed. Cham: Springer International Publishing. DOI 10.1007/978-3-319-19303-8

GAUTSCHI, Gustav, 2002. *Piezoelectric Sensorics* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg [cit. 2021-6-16]. ISBN 978-3-642-07600-8. Dostupné také z: [doi:10.1007/978-3-662-04732-3](https://doi.org/10.1007/978-3-662-04732-3)

GUO, Yuebin et al. 2013. *Machinability and surface integrity of Nitinol shape memory alloy*. CIRP Annals. ISSN 0007-8506. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2013.03.004>

HELLER, Luděk et al. 2008. Quasistatic and dynamic functional properties of thin superelastic NiTi wires. *The European Physical Journal Special Topics*. **158**(1), 7-14. DOI 10.1140/epjst/e2008-00646-6

HELLER, Luděk et al. 2012. 3D flexible NiTi-braided elastomer composites for smart structure applications. *Smart Materials and Structures*. **21**(4). DOI 10.1088/0964-1726/21/4/045016.

KANG, M., C. RI a J. CHOE. 2021. Capacitance response of concave well substrate touch-mode capacitive pressure sensor: Mathematical analysis and simulation. *Microelectronics Journal*. **114**. ISSN 0026-2692. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.mejo.2021.105118>

KHALILI S.M.R, M. B., BOTSHEKANAN a M. SHARIYAT. 2013. Modeling and transient dynamic analysis of pseudoelastic SMA hybrid composite beam. *Applied Mathematics and Computation*. **219** (18), 9762–9782. ISSN 0096-3003. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.amc.2013.03.092>

LIN, Hsin-Chih et al. 2019. Atomic Layer Deposited Al₂O₃ Films on NiTi Shape Memory Alloys for Biomedical Applications. *Procedia Manufacturing* [online]. **37**, 431-437. ISSN 2351–9789. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2019.12.070>

LIU, Q., S. GHODRAT a K. M.B. JANSEN. 2022. Modelling and mechanical design of a flexible tube-guided SMA actuator. *Materials & Design* [online]. **216**. ISSN 0264–1275. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2022.110571>

MELLY, Stephen Kirwa et al. 2020. Active composites based on shape memory polymers: overview, fabrication methods, applications, and future prospect. *Journal of Materials Science*. **55**(25), 10975-11051. DOI 10.1007/s10853-020-04761-w

MOHD, J. Jani et al. 2014. A review of shape memory alloy research, applications and opportunities. *Materials & Design*. **56**, 1078–1113. ISSN 0261-3069. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.11.084>

PUSHIN, Vladimir et al. 2019. Desing and Development of Ti-Ni, Ni-Mn-Ga and Cu-Al-Ni based Alloys with Hight and Low Temperature Shape Memory Effects. *Materials* [online]. **12**(16), 2616. DOI 10.3390/ma12162616

SAGDIC, Kutay et al. 2022. Smart materials: rational design in biosystems via artificial intelligence. *Trends in Biotechnology* [online]. ISSN 0167-7799. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2022.01.005>

STOECKEL, D., A. PELTON a T. DUERIG. 2004. Self-expanding nitinol stents: material and design considerations. *Eur Radiol.* **14**, 292–301. <https://doi.org/10.1007/s00330-003-2022-5>

VÁŇOVÁ, Barbora. 2021. *Využití materiálů s tvarovou pamětí v biomedicínských aplikacích*. Liberec. Diplomová práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií.

Seznam obrázků

Obr. 1 Křivky závislosti deformace-napětí	22
Obr. 2 Snímač tlaku pro aplikaci ve zdravotnictví	35
Obr. 3 První prototyp snímače	35
Obr. 4 Připojení snímače tlaku na rtuťový tonometr	36
Obr. 5 Multimetr použitý pro statické měření	36
Obr. 6 Blokové zapojení měřicího systému	41
Obr. 7 Měřicí systém	41
Obr. 8 Aparatura lymfodrenážních nohavic	45

Seznam tabulek

Tab. 1 Naměřené hodnoty prvního statického měření odpor-tlak	37
Tab. 2 Naměřené hodnoty druhého statického měření odpor-tlak.....	38
Tab. 3 Naměřené hodnoty třetího statického měření odpor-tlak	39

Seznam grafů

Graf 1 Závislosti napětí σ na relativním prodloužení ϵ pro měkkou ocel	23
Graf 2 Závislost odporu na změně prodloužení drátu.....	32
Graf 3 Závislost síly na prodloužení drátu.....	33
Graf 4 Závislost odporu na teplotě drátu	33
Graf 5 První statické měření	37
Graf 6 Druhé statické měření	38
Graf 7 Třetí statické měření	39
Graf 8 Dynamická charakteristika snímače tlaku čas-digity	42
Graf 9 Dynamická charakteristika čas-odpor	43

Seznam příloh

Příloha A Naměřené hodnoty čas-digity

Příloha B Přepočítané hodnoty čas-odpor

Příloha C CD ROM

Příloha A Naměřené hodnoty čas-digity

t [s]	Digity	t [s]	Digity	t [s]	Digity	t [s]	Digity
0,04	4866	2,48	5147	4,92	5649	7,36	5470
0,08	4848	2,52	5164	4,96	5674	7,40	5479
0,12	4866	2,56	5183	5,00	5684	7,44	5483
0,16	4849	2,60	5195	5,04	5689	7,48	5480
0,20	4865	2,64	5223	5,08	5698	7,52	5482
0,24	4850	2,68	5239	5,12	5712	7,56	5482
0,28	4861	2,72	5265	5,16	5708	7,60	5504
0,32	4853	2,76	5265	5,20	5734	7,64	5536
0,36	4860	2,80	5281	5,24	5773	7,68	5548
0,40	4853	2,84	5288	5,28	5787	7,72	5560
0,44	4850	2,88	5307	5,32	5799	7,76	5561
0,48	4853	2,92	5316	5,36	5827	7,80	5572
0,52	4849	2,96	5339	5,40	5828	7,84	5572
0,56	4860	3,00	5354	5,44	5799	7,88	5546
0,60	4848	3,04	5357	5,48	5779	7,92	5448
0,64	4860	3,08	5354	5,52	5797	7,96	5416
0,68	4847	3,12	5364	5,56	5798	8,00	5348
0,72	4856	3,16	5359	5,60	5795	8,04	5335
0,76	4849	3,20	5379	5,64	5811	8,08	5273
0,80	4855	3,24	5391	5,68	5857	8,12	5264
0,84	4851	3,28	5412	5,72	5908	8,16	5228
0,88	4856	3,32	5420	5,76	5941	8,20	5221
0,92	4854	3,36	5434	5,80	6002	8,24	5176
0,96	4860	3,40	5446	5,84	6029	8,28	5159
1,00	4856	3,44	5460	5,88	6047	8,32	5114
1,04	4860	3,48	5470	5,92	6082	8,36	5112
1,08	4845	3,52	5470	5,96	6115	8,40	5092
1,12	4853	3,56	5479	6,00	6082	8,44	5090
1,16	4854	3,60	5474	6,04	6004	8,48	5070
1,20	4857	3,64	5478	6,08	5957	8,52	5055
1,24	4852	3,68	5488	6,12	5946	8,56	5040
1,28	4856	3,72	5493	6,16	5906	8,60	5037
1,32	4860	3,76	5488	6,20	5871	8,64	5030
1,36	4855	3,80	5495	6,24	5860	8,68	5008
1,40	4853	3,84	5484	6,28	5831	8,72	5010
1,44	4847	3,88	5485	6,32	5802	8,76	4998
1,48	4858	3,92	5485	6,36	5788	8,80	5002
1,52	4856	3,96	5475	6,40	5749	8,84	4989
1,56	4868	4,00	5433	6,44	5727	8,88	4994
1,60	4866	4,04	5432	6,48	5699	8,92	4974
1,64	4867	4,08	5444	6,52	5671	8,96	4986
1,68	4864	4,12	5468	6,56	5668	9,00	4966
1,72	4876	4,16	5504	6,60	5646	9,04	4980

Digit	t [s]	Digit	t [s]	Digit	t [s]	Digit	t [s]
4957	9,08	5636	6,64	5495	4,20	4876	1,76
4982	9,12	5607	6,68	5559	4,24	4867	1,80
4954	9,16	5592	6,72	5623	4,28	4858	1,84
4974	9,20	5589	6,76	5624	4,32	4868	1,88
4952	9,24	5593	6,80	5649	4,36	4866	1,92
4965	9,36	5561	6,92	5666	4,48	4864	2,04
4958	9,32	5581	6,88	5682	4,44	4861	2,00
4972	9,28	5585	6,84	5675	4,40	4868	1,96
4954	9,44	5544	7,00	5661	4,56	4856	2,12
4935	9,48	5514	7,04	5661	4,60	4887	2,16
4937	9,52	5482	7,08	5667	4,64	4926	2,20
4939	9,56	5483	7,12	5659	4,68	4958	2,24
4934	9,60	5478	7,16	5652	4,72	4984	2,28
4943	9,64	5469	7,20	5633	4,76	5021	2,32
4940	9,68	5460	7,24	5628	4,80	5047	2,36
4938	9,72	5475	7,28	5645	4,84	5090	2,40
4932	9,76	5475	7,32	5644	4,88	5120	2,44

Příloha B Naměřené hodnoty čas-odpor

t [s]	Odpor [Ω]	t [s]	Odpor [Ω]	t [s]	Odpor [Ω]	t [s]	Odpor [Ω]
0,04	101,730	2,48	102,065	4,92	102,664	7,36	102,330
0,08	101,472	2,52	102,077	4,96	102,728	7,40	102,380
0,12	101,730	2,56	102,090	5,00	102,746	7,44	102,425
0,16	101,490	2,60	102,096	5,04	102,753	7,48	102,393
0,20	101,705	2,64	102,109	5,08	102,759	7,52	102,412
0,24	101,503	2,68	102,122	5,12	102,778	7,56	102,412
0,28	101,610	2,72	102,141	5,16	102,772	7,60	102,488
0,32	101,554	2,76	102,141	5,20	102,791	7,64	102,500
0,36	101,655	2,80	102,153	5,24	102,803	7,68	102,519
0,40	101,554	2,84	102,160	5,28	102,816	7,72	102,532
0,44	101,503	2,88	102,166	5,32	102,854	7,76	102,545
0,48	101,554	2,92	102,172	5,36	102,873	7,80	102,557
0,52	101,490	2,96	102,185	5,40	102,879	7,84	102,557
0,56	101,655	3,00	102,204	5,44	102,847	7,88	102,513
0,60	101,472	3,04	102,210	5,48	102,810	7,92	102,292
0,64	101,655	3,08	102,204	5,52	102,835	7,96	102,248
0,68	101,459	3,12	102,223	5,56	102,841	8,00	102,191
0,72	101,617	3,16	102,216	5,60	102,829	8,04	102,178
0,76	101,490	3,20	102,229	5,64	102,866	8,08	102,147
0,80	101,579	3,24	102,235	5,68	102,892	8,12	102,128
0,84	101,509	3,28	102,242	5,72	102,917	8,16	102,115
0,88	101,579	3,32	102,254	5,76	102,923	8,20	102,103
0,92	101,540	3,36	102,273	5,80	102,942	8,24	102,084
0,96	101,655	3,40	102,286	5,84	102,955	8,28	102,071
1,00	101,617	3,44	102,305	5,88	102,961	8,32	102,052
1,04	101,655	3,48	102,330	5,92	102,974	8,36	102,046
1,08	101,446	3,52	102,330	5,96	102,980	8,40	102,040
1,12	101,554	3,56	102,380	6,00	102,974	8,44	102,033
1,16	101,560	3,60	102,343	6,04	102,948	8,48	102,021
1,20	101,623	3,64	102,368	6,08	102,936	8,52	102,014
1,24	101,522	3,68	102,450	6,12	102,930	8,56	102,002
1,28	101,617	3,72	102,462	6,16	102,911	8,60	101,995
1,32	101,655	3,76	102,450	6,20	102,904	8,64	101,989
1,36	101,579	3,80	102,475	6,24	102,898	8,68	101,970
1,40	101,554	3,84	102,431	6,28	102,885	8,72	101,976
1,44	101,459	3,88	102,444	6,32	102,860	8,76	101,958
1,48	101,472	3,92	102,444	6,36	102,822	8,80	101,964
1,52	101,617	3,96	102,361	6,40	102,797	8,84	101,945
1,56	101,762	4,00	102,267	6,44	102,784	8,88	101,951
1,60	101,730	4,04	102,260	6,48	102,765	8,92	101,913
1,64	101,743	4,08	102,279	6,52	102,721	8,96	101,939
1,68	101,699	4,12	102,311	6,56	102,715	9,00	101,894
1,72	101,775	4,16	102,488	6,60	102,652	9,04	101,920

t [s]	Odpor [Ω]	t [s]	Odpor [Ω]	t [s]	Odpor [Ω]	t [s]	Odpor [Ω]
1,76	101,775	4,20	102,475	6,64	102,633	9,08	101,869
1,80	101,743	4,24	102,526	6,68	102,601	9,12	101,926
1,84	101,636	4,28	102,608	6,72	102,589	9,16	101,863
1,88	101,762	4,32	102,614	6,76	102,582	9,20	101,913
1,92	101,730	4,36	102,664	6,80	102,595	9,24	101,850
1,96	101,762	4,40	102,734	6,84	102,576	9,28	101,901
2,00	101,656	4,44	102,740	6,88	102,570	9,32	101,882
2,04	101,699	4,48	102,702	6,92	102,545	9,36	101,888
2,08	101,522	4,52	102,677	6,96	102,563	9,40	101,850
2,12	101,617	4,56	102,690	7,00	102,507	9,44	101,863
2,16	101,781	4,60	102,690	7,04	102,494	9,48	101,806
2,20	101,789	4,64	102,709	7,08	102,412	9,52	101,812
2,24	101,882	4,68	102,683	7,12	102,425	9,56	101,825
2,28	101,932	4,72	102,671	7,16	102,368	9,60	101,800
2,32	101,983	4,76	102,627	7,20	102,317	9,64	101,838
2,36	102,008	4,80	102,620	7,24	102,305	9,68	101,831
2,40	102,033	4,84	102,645	7,28	102,361	9,72	101,819
2,44	102,059	4,88	102,639	7,32	102,361	9,76	101,793

Příloha C

Obsah přiloženého CD

Text bakalářské práce

-bakalarska_prace_2022_Dominik_Stulik.pdf