



Využití materiálů s tvarovou pamětí v biomedicínských aplikacích

Diplomová práce

Studijní program:

N3963 Biomedicínské inženýrství

Studijní obor:

Biomedicínské inženýrství

Autor práce:

Bc. Barbora Váňová

Vedoucí práce:

Ing. Vojtěch Lindauer

Fakulta zdravotnických studií





Zadání diplomové práce

Využití materiálů s tvarovou pamětí v biomedicínských aplikacích

Jméno a příjmení: **Bc. Barbora Váňová**
Osobní číslo: D19000118
Studijní program: N3963 Biomedicínské inženýrství
Studijní obor: Biomedicínské inženýrství
Zadávací katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2020/2021**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Rešerše materiálů s tvarovou pamětí se zaměřením na NiTi
2. Popis žíhaného NiTi vlákna
3. Zjistit změny odporu v závislosti na deformaci a změně teploty NiTi vlákna
4. Zjistit změny odporu v závislosti na deformaci a změně teploty NiTi senzoru
5. Návrh biomedicínské aplikace NiTi snímače

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Slitiny s tvarovou pamětí jsou charakteristické svými mimořádnými vlastnostmi, které jsou využívány v technologiích snímání. Jednou z těchto slitin je slitina niklu a titanu tzv. Nitinol. Právě ona je důležitým prvkem pro výrobu senzorů využitých v praktickém měření diplomové práce, které si klade za cíl zjistit vlastnosti snímače. Tyto vlastnosti budou podkladem pro následný návrh využití snímače v biomedicínské aplikaci. Výstupem kvalifikační práce bude vytvoření článku připraveného k publikaci v odborném periodiku.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

1. Jaká je odporová závislost na deformaci NiTi vlákna?
2. Jaká je odporová závislost na deformaci a změně teploty využitých snímačů?
3. Jaké charakteristické fyzikální vlastnosti mají navržené tenzometry?

Metoda:

Experimenty, laboratorní měření.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Technika práce: experimenty.

Vyhodnocení dat: Data budou zpracována v programech LabVIEW a Matlab. Text bude zpracován programem Microsoft Word.

Místo a čas realizace výzkumu:

Místo: Laboratoře CXI Technické univerzity v Liberci,

Čas: září 2020- listopad 2020

Vzorek:

Rozsah práce:

Rozsah diplomové práce činí 70-90 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:

- ACKERMANN, Michal. 2015. *Fatigue Properties of Shape Memory Alloys with Regard to Their Use in Medicine: Únavové vlastnosti slitin s tvarovou pamětí s ohledem na jejich využití v medicíně*. Liberec. Disertační práce. Technická univerzita v Liberci. Dostupné také z: <https://knihovna-opac.tul.cz/media-viewer?rootDirectoryfile=115618>
- BANERJEE, Tanvi et al. 2014. Monitoring patients in hospital beds using unobtrusive depth sensors. *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. ISBN 978-1-4244-7929-0. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2014.6944972
- CASTANY, P. et al. 2016. Deformation Mechanisms and Biocompatibility of the Superelastic Ti-23Nb-0.7Ta-2Zr-0.5N Alloy. *Shape Memory and Superelasticity*. 2(1), 18-28. ISSN 2199-384X. Dostupné také z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s40830-016-0057-0>
- CHEN, H. R. 2010. *Shape memory alloys: manufacture, properties and applications*. New York: Nova Science Publishers. ISBN 978-16-074-1789-7.
- ĎAĎO, Stanislav a Marcel KREIDL. 1996. *Senzory a měřicí obvody*. Praha: ČVUT. ISBN 80-01-01500-9.
- HANUŠ, Jaroslav et al. 2014. *Snímač tlaku a/nebo síly [patent]*. Technická univerzita v Liberci a Fyzikální ústav AV ČR, udělen 2014 11 5. CZ304873.
- JÄHNE-RADEN N. et al. 2019. INBED: A Highly Specialized System for Bed-Exit-Detection and Fall Prevention on a Geriatric Ward. *Sensors (Basel)*. 19(5), 1017. DOI 10.3390/s19051017. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6427137/>
- MIYAZAKI, Shuichi. 2016. A Focus on Biomedical Shape Memory and Superelastic Alloys. *Shape Memory and Superelasticity*. 2(1), 2-2. ISSN 2199-384X.
- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. 2019. *Medicínská biofyzika*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0209-9.
- SEDLÁK, Bedřich a Ivan ŠTOLL. 2017. *Elektřina a magnetismus*. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-3146-2.
- SUN, Qingping et al. 2017. *Advances in Shape Memory Materials. Springer: In Commemoration of the Retirement of Professor Hisaaki Tobushi*. Switzerland: Springer. ISBN 978-3-319-53305-6.

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

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Jsem si vědoma toho, že na mou diplomovou 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 diplomové práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma 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 diplomová 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 vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

5. května 2021

Bc. Barbora Váňová

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu práce Ing. Vojtěchu Lindauerovi za vedení mé diplomové práce, za rady, podněty, připomínky a také za jeho čas strávený nad mou prací. Dále chci poděkovat doc. Ing. Pavlovi Rydlovi, Ph.D. za jeho cenné rady, poskytnuté materiály a ochotu kterou mi v průběhu měření projevoval. Děkuji také prof. Ing. Alešovi Richterovi, CSc. za konzultace.

Anotace v českém jazyce

Jméno a příjmení autora:	Bc. Barbora Váňová
Instituce:	Technická univerzita v Liberci
Název práce:	Využití materiálů s tvarovou pamětí v biomedicínských aplikacích
Vedoucí práce:	Ing. Vojtěch Lindauer
Počet stran:	69
Počet příloh:	1
Rok obhajoby:	2021
Anotace:	Diplomová práce se zabývá slitinami s tvarovou pamětí, a to především slitinou NiTi. Tato slitina je v práci použita ve formě tenkého drátu k výrobě tlakových senzorů typu Belt, které využívají jejich jedinečných vlastností. Hlavním cílem práce bylo zjistit základní elektrické a mechanické charakteristiky vlákna a na jejich základě navrhnout vhodnou biomedicínskou aplikaci. Výsledky měření charakteristik vlákna ukázaly jejich výjimečné vlastnosti, které jsou vhodné pro použití v tlakových senzorech typu Belt. Sensory byly použity ke snímání polohy pacienta na nemocničním lůžku.
Klíčová slova:	Slitiny s tvarovou pamětí, slitina NiTi, biomedicínský sensor, tenzometr

Annotation

Name and surname: Bc. Barbora Váňová

Institution: Technical University of Liberec

Title: The Use of Shape Memory Materials in Biomedical Applications

Supervisor: Ing. Vojtěch Lindauer

Pages: 69

Apendix: 1

Year: 2021

Annotation: The thesis deals with shape memory alloys, especially NiTi alloy. This NiTi alloy is used in the form of a thin wire to produce pressure sensors “Belt” that use their unique properties. The main aim of work was to determine the basic electrical and mechanical characteristics of the NiTi fiber. Based on characteristics was design a suitable biomedical application. The results of measuring the characteristics of the fiber showed their exceptional properties, which are suitable for use in “Belt” sensors. Sensors were used to monitoring patients in hospital bed.

Keywords: Shape memory alloys, NiTi alloy, biomedical sensor, strain gauge sensor

Obsah

Obsah	9
Seznam použitých zkratek	11
1 Úvod.....	12
2 Slitiny s tvarovou pamětí	14
2.1 Reverzibilní martenzitická transformace	14
2.2 Vlastnosti slitin s tvarovou pamětí.....	17
2.2.1 Efekt tvarové paměti	17
2.2.2 Superelasticita	18
2.2.3 Závislost elektrického odporu SMA materiálů na teplotě	18
2.2.4 Závislost napětí SMA materiálů na deformaci	19
2.2.5 Další vlastnosti.....	19
3 Slitina NiTi	21
3.1 Výroba.....	21
3.2 Využití slitiny NiTi v medicíně.....	22
4 Snímače tlaku.....	26
4.1 Odporové snímače tlaku.....	26
4.1.1 Kovové tenzometry	27
4.1.2 Polovodičové tenzometry	28
4.2 Deformační senzory tlaku	29
4.3 Kapacitní senzory tlaku.....	30
4.4 Piezoelektrické senzory tlaku.....	31
4.5 Optoelektrické senzory tlaku.....	31
5 Senzory Ni-Ti	33
5.1 Konstrukce	33
6 Elektrické a mechanické charakteristiky NiTi vlákna	35
6.1 Měřicí obvod experimentu	35
6.2 Změna elektrického odporu v závislosti na mechanickém namáhání	37

6.2.1	Naměřené hodnoty	37
6.2.2	Vyhodnocení měření	38
6.3	Změna elektrického odporu v závislosti na změně teploty	39
6.3.1	Naměřené hodnoty	40
6.3.2	Vyhodnocení měření	40
6.4	Změna působící síly v závislosti na mechanickém namáhání	41
6.4.1	Naměřené hodnoty	42
6.4.2	Vyhodnocení měření	44
6.5	Změna elektrického odporu v závislosti na působícím tlaku	44
6.5.1	Naměřené hodnoty	45
6.5.2	Vyhodnocení měření	46
6.6	Rezistivita NiTi vlákna	46
7	Snímání polohy pacienta na lůžku	49
7.1	Použité senzory a jejich vlastnosti	49
7.2	Provedení experimentu	51
7.3	Průběh experimentu	53
7.4	Jiné metody monitorace pacienta na lůžku	60
8	Závěr	62
	Seznam použité literatury	64
	Seznam tabulek	67
	Seznam grafů	68
	Seznam příloh	69

Seznam použitých zkratek

A	Austenit
atd.	a tak dále
el.	elektrický
kap.	kapitola
LE	Light-Emittingat
lin.	lineární
M	Martenzit
MT	Martenzitická transformace
např.	například
NiTi	Nikl-Titan
obr.	obrázek
SGS	Studentská grantová soutěž
SMA	Shape Memory Alloy
tj.	to je(st)

1 Úvod

Signály, jejichž zdrojem je lidský organismus, jsou často velmi slabé a špatně detekovatelné. Proto v biomedicínských aplikacích neustále roste potřeba použití lepších a citlivějších senzorů. Takovými mohou být snímače využívající materiál s tvarovou pamětí jako je slitina niklu a titanu (Ni-Ti) tzv. Nitinol. Na Technické univerzitě v Liberci byly vyvinuty NiTi snímače typu Belt a v rámci této diplomové práce byla provedena měření pro určení elektrických a mechanických vlastností snímačů i samotných NiTi vláken.

Práce popisuje problematiku slitin s tvarovou pamětí (SMA), jejich základní charakteristiky a praktické využití v konkrétních biomedicínských aplikacích. Skupina těchto slitin je charakteristická jevem, který je obecně nazýván tvarová paměť. Je to schopnost materiálu, která se projevuje navrácením do výchozího tvaru po předchozí deformaci. Mechanická deformace vyvolá fázovou přeměnu struktury materiálu, kterou doprovází velké změny odporu, což je využíváno v technologii snímání. V praxi se využívají slitiny nejrůznějších kovů, jenž vykazují tvarovou paměť. Mezi ně patří například slitiny na bázi mědi. Pro tuto práci je však stěžejní slitina niklu a titanu tzv. Nitinol.

V první, teoretické části jsou popsány obecně SMA, stručná historie jejich výzkumu a fyzikální specifika, která je charakterizují a odlišují od jiných materiálů. Jedná se především o vratnou martenzitickou transformaci, které je věnována jedna kapitola, a vlastnosti z ní vycházející. Dále je zde představena slitina Nitinol, její výroba a možnosti využití v lékařském odvětví. V medicíně je známá především pro využití v revaskularizaci cévního řečiště. Slitina NiTi je také esenciálním prvkem při výrobě tenzometrů, které jsou využity v praktickém měření diplomové práce. Klasické, běžně používané tenzometry a jejich principy, konstrukce, parametry a využití jsou popsány v poslední kapitole teoretické části.

Praktická část práce je zaměřena především na laboratorní měření. V první fázi je provedeno měření elektrických a mechanických charakteristik dostupných NiTi vláken, které jsou využity v konstrukci senzorů typu Belt. Cílem práce je změřit závislost odporu na mechanickém namáhání vlákna, závislost odporu na změně teploty v klima komoře a závislost odporu na působení vnějšího tlaku. Měřenou mechanickou charakteristikou je síla působící na volném konci při postupném protahování vlákna.

Naměřené charakteristiky vlákna poslouží k návrhu biomedicínské aplikace snímačů. Cílem je zjistit, zda jsou NiTi senzory vhodné pro aplikaci snímání polohy pacienta na nemocničním lůžku. Tato aplikace bude testována v laboratorním měření s cílem zjistit hlavní výhody a nevýhody použití NiTi senzorů pro snímání polohy, případně tuto metodu snímání porovnat se senzory pracujícími na jiném principu, které mají stejné použití.

2 Slitiny s tvarovou pamětí

Slitiny s tvarovou pamětí, z anglické literatury známé pod pojmem Shape Memory Alloys (SMA), patří do skupiny materiálů, které vynikají svými mimořádnými termomechanickými vlastnostmi. Díky jejich schopnosti „zapamatovat si“ svůj předchozí tvar a po vystavení určité charakteristické teplotě se do něj zpět vrátit, se o nich mluví jako o „inteligentních slitinách“. Tato schopnost se označuje jako jev tvarové paměti. Mezi další výjimečné vlastnosti těchto slitin patří například superelastická a pseudoplastická.

První SMA byla objevena v roce 1932 Arnem Ölanderem. Termín „jev tvarové paměti“ poprvé popsal v roce 1941 Vernon, ale až po objevení slitiny nitinol v roce 1962 W. Buehlerem a F. Wangem začal být obecně uznáván význam využití SMA. Od tohoto objevu se poptávka po slitinách s tvarovou pamětí začala zvyšovat a dnes jejich aplikace vidíme ve všech odvětvích technologií a průmyslu. (Leary, 2014)

Existuje několik typů slitin s tvarovou pamětí, přičemž jsou dnes nejpoužívanější slitiny na bázi Nikl-Titan (tzv. NiTi, těm je věnovaná pozornost i v této práci) či na bázi mědi. V průmyslových aplikacích převládá slitina NiTi díky své stabilní a dobře srozumitelné mikrostruktuře a mechanickým vlastnostem. Pro rozšíření využití se používá tepelné zpracování těchto slitin, které pomáhá ke zlepšení jejich mechanických vlastností. (Inácio, 2020)

2.1 Reverzibilní martenzitická transformace

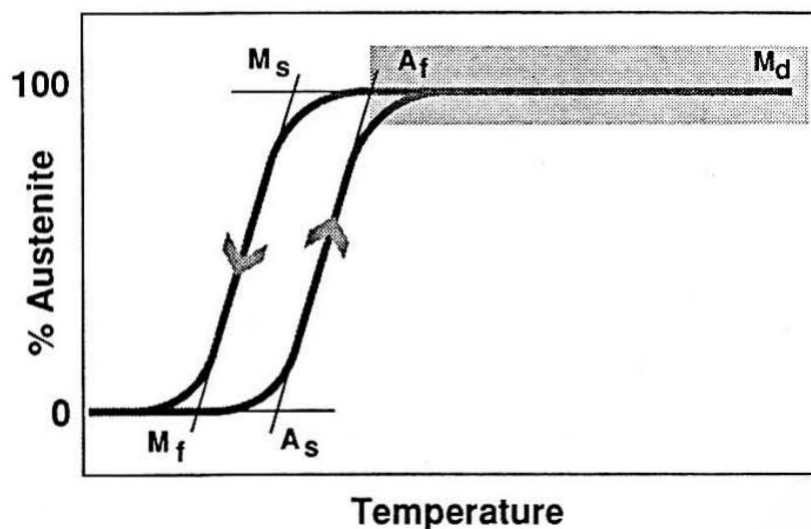
Termín martenzitická transformace (MT) označuje bezdifúzní fázovou transformaci, která je za určitých podmínek příčinou vzniku jedinečných termomechanických vlastností SMA, jako je tvarová paměť nebo superelastická. Při MT dochází k pohybu atomů, které jsou vychýleny ze svých rovnovážných poloh, avšak nedochází k většímu vychýlení, než je mezi-atomární vzdálenost. Tento atomární přesun se projeví na malé objemové změně slitiny. MT je u většiny kovů nevratná, ale u slitin s tvarovou pamětí můžeme pozorovat vratnou martenzitickou přeměnu, jejíž průběh může být řízen např. změnou teploty.

SMA jsou typicky charakterizovány dvěma teplotními fázemi. Jednou je vysokoteplotní fáze zvaná austenit a druhou je nízkoteplotní fáze zvaná martenzit. Austenit (obecně kubický) má odlišnou krystalovou strukturu než martenzit (tetragonální,

ortorombický, monoklinický atd). Při transformaci tedy nedochází k difúzi atomů (proto bezdifúzní) jako spíš ke smykovému zkreslení krystalické mřížky. Každý takto smykově vytvořený martenzitický krystal může mít jiný směr orientace, který se nazývá varianta. Například u slitiny NiTi může přechodem mezi krystalickými strukturami vzniknout až 24 různých variant uspořádání martenzitu na jedno jednoznačné uspořádání austenitu. (Lagoudas ed., 2008)

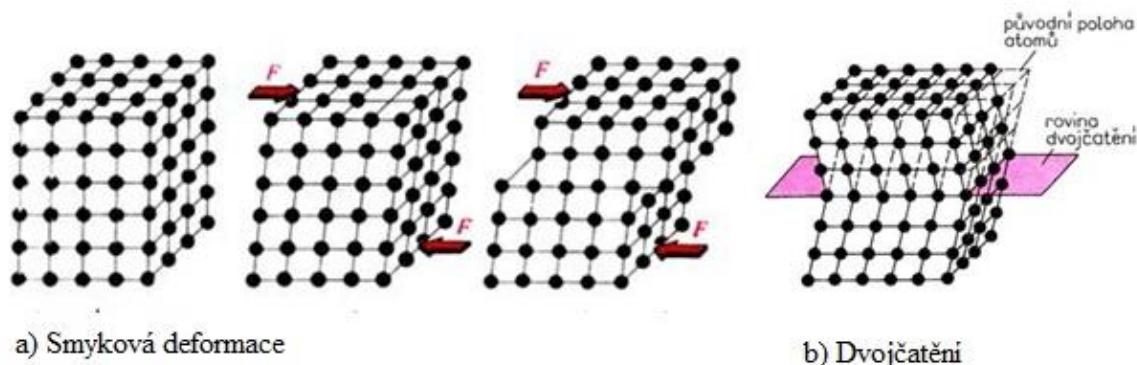
Průběh martenzitické transformace je tedy následující. Při vyšších teplotách se SMA materiál nachází v teplotní fázi austenit (A). Po ochlazení austenitu na určitou charakteristickou teplotu se změní teplotní fáze na nízkoteplotní martenzit (M). Pokud je tato změna fáze spojena s působením mechanického napětí většího, než je reorientační napětí martenzitu, dochází k snadno rozpoznatelné změně tvaru makroskopického objektu (o několik %). Následný zpětný ohřev martenzitu má za následek vznik nového fázového rozhraní M-A a dochází k návratu do původního austenitického tvaru. (Stoeckel a Yu, 1991)

Literatura uvádí, že obě transformace (A-M i M-A) jsou spojeny s uvolňováním (A-M) nebo pohlcováním (M-A) latentního tepla z okolí. Z tohoto faktu vyplývá, že dle termodynamiky se jedná o fázový přechod prvního druhu. Martenzitickou transformaci lze vyvolat změnou teploty či působením vnější mechanickou silou. Přechody mezi teplotními fázemi A-M a M-A jsou v reálném světě doprovázeny hysterezním chováním způsobeným třecí silou, kterou pohybující se fázové rozhraní překonává. Druhou variantou vzniku hysterezního chování je teplota. Teplotní hystereze je důsledkem rozdílu teplot fázové přeměny při ohřevu a chladnutí materiálu (viz Obr. 1). Na Obr. 1 je zobrazena teplotní hystereze při kompletním transformačním cyklu bez působení vnějšího napětí, šedivě zvýrazněná oblast grafu odpovídá superelastickému chování materiálu. (Stoeckel a Yu, 1991)



Obr. 1 Hystereze martenzitické transformace, A_s -počáteční teplota Austenitu, A_f -konečná teplota Austenitu, M_s -počáteční teplota Martenzitu, M_f -konečná teplota Martenzitu (Stoeckel a Yu, 1991)

Deformace krystalové mřížky, která se objevuje v MT může být realizována dvěma způsoby. Prvním způsobem plastické deformace materiálu (viz Obr. 2 a) je skluzový mechanismus, který způsobí změnu za pomoci vzniku a šíření dislokací. Deformace je realizována pohybem atomů podél skluzových rovin, při kterém se krystalografická orientace deformované části nemění. Dalším mechanismem deformace materiálu je tzv. dvojčatění (viz Obr. 2 b). Při dvojčatění vzniká v materiálu rovina (tzv. rovina dvojčatění), která zrcadlí krystalografické uspořádání atomů pod určitým úhlem od původní nedeformované roviny atomů. Tímto způsobem může z jednoho austenitu vzniknout až 24 různých variant martenzitu, při zpětné přeměně martenzitu do austenitu může vzniknout jen jedna varianta austenitu. Při chladnutí se martenzitickou transformací mění austenit na tzv. dvojčatový martenzit. Jeho struktura je tvořena zlomy v atomových rovinách s různou možností orientace. Zatížením materiálu se zlomy reorientují jedním směrem, čímž vzniká deformovaný martenzit (Pilch, 2011)



Obr. 2 Smyková deformace vs. Dvojčatění (Lenfeld, 2009)

2.2 Vlastnosti slitin s tvarovou pamětí

Důsledkem reverzibilní martenzitické transformace slitin s tvarovou pamětí jsou jejich výjimečné vlastnosti, díky kterým jsou atraktivními materiály pro mnoho praktických aplikací. Mezi tyto vlastnosti patří například jev tvarové paměti, superelasticita, pseudoplasticita, selfakomodace a další. (Sun et al., eds., 2017)

2.2.1 Efekt tvarové paměti

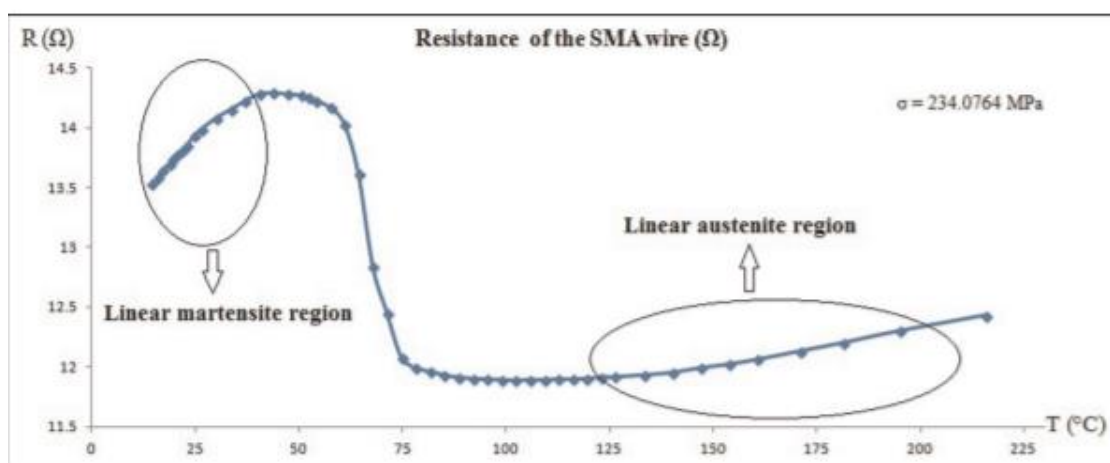
Tvarová paměť je jednou z termomechanických vlastností slitin SMA. Jedná se o důsledek MT, která je popsána v předchozí kapitole. Díky jevu tvarové paměti je možné deformovaný vzorek z SMA materiálu zahřátím na určitou teplotu vrátit do původního makroskopického tvaru. Celý mechanismus probíhá následovně. Struktura austenitu je stabilní při vysoké teplotě a martenzit je stabilní při nižších teplotách. Při ochlazování austenitického vzorku pod hodnotu teploty M_s (teplota začátku transformace A-M při ochlazování) dochází k transformaci z austenitu do martenzitické fáze, která převeze tvar austenitické fáze. Tento martenzit má nízkou symetrii krystalografické mřížky a je tedy snadné jeho uspořádání reorientovat, tedy vnější deformací měnit tvar vzorku až o 6 % vůči původnímu tvaru austenitu. Když se takto deformovaný vzorek SMA zahřeje, začne se transformovat z martenzitické fáze na austenitickou. Jakmile se vzorek zahřeje nad A_s (teplota počátku transformace M-A při zahřívání) začíná se smršťovat a transformovat zpět do struktury austenitu. Po dosažení teploty A_f (konec transformace M-A při zahřívání) přechází vzorek do původního austenitického uspořádání krystalové mřížky. (Lagoudas ed., 2008)

2.2.2 Superelasticita

Superelasticita je základní vlastností slitin s tvarovou pamětí, a především jejich vysokoteplotní fáze austenitu. Tato vlastnost způsobuje možnost návratu do původního tvaru austenitické fáze po předchozí deformaci materiálu SMA o více než 10 %. Tato vratná deformace je důsledkem tlakového namáhání materiálu při teplotě vyšší než A_f , které vede k transformaci A-M. Pokud tlaková zátěž zmizí, dojde k transformaci M-A a návratu do původního austenitického tvaru vzorku. Tento mechanismus je vždy doprovázen hysterezí. (Pilch, 2011)

2.2.3 Závislost elektrického odporu SMA materiálů na teplotě

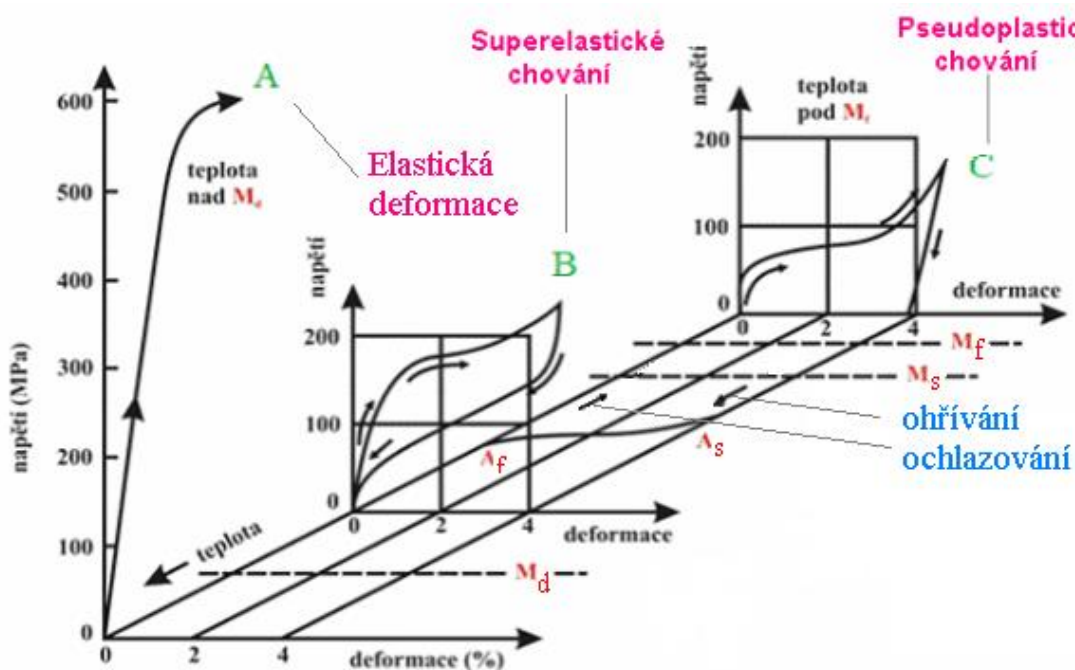
Obrázek (viz Obr. 3) ukazuje typickou závislost elektrického odporu materiálu s tvarovou pamětí na teplotě. Elektrický odpor materiálu v martenzitické oblasti nejprve lineárně roste. Po dosažení maxima odporu dochází ke zlomu a klesne. V austenitické oblasti dochází k pomalému lineárnímu růstu. Oblasti lineárních růstů zobrazují teploty pod transformační zónou (pro martenzit) a teploty nad transformační zónou (pro austenit). Zvýšení teploty v martenzitické i austenitické fázi tedy vede ke zvýšení lineárního odporu. Nicméně v transformačních fázích se odpor s nárůstem teploty drátu SMA výrazně snižuje. (Yousefian, Kia a Zadeh, 2015)



Obr. 3 Elektrický odpor SMA v závislosti na teplotě (Yousefian, Kia a Zadeh, 2015)

2.2.4 Závislost napětí SMA materiálů na deformaci

Závislosti napětí materiálů s tvarovou pamětí na deformaci v jednotlivých teplotních fázích jsou zobrazeny na obrázku (viz Obr. 4). Křivka označená „A“ zobrazuje průběh pro austenitický stav nad teplotou M_d (teplota začátku deformace martenzitu) a ukazuje vlastnosti elastické deformace materiálu. Křivka „B“ ukazuje průběh austenického stavu pod teplotou M_d spojené se superelastickým chováním materiálu. Třetí křivka „C“ zobrazuje martenzitický stav pod teplotou M_f (konečná teplota přeměny A->M při ochlazování) doprovázen pseudoplastickým chováním. (Fu C. H. et al., 2014) (Khalil Heidi F., 2009)



Obr. 4 Křivky závislosti napětí-deformace (Fu C. H. et al., 2014)

2.2.5 Další vlastnosti

Pseudoplasticita je oproti tomu vlastností martenzitické teplotní fáze SMA. Jelikož martenzit je charakteristický nízkou symetrií uspořádání krystalické mřížky, může díky vnější mechanické síle snadno měnit svůj makroskopický tvar a vždy zůstat, po ukončení silového působení, stabilní. Deformace může dosahovat až 10 % původního austenitického tvaru a opět je doprovázena hysterezí. (Pilch, 2011)

Selfakomodace je vlastnost SMA označující schopnost martenzitické fáze, která při teplotně vyvolané martenzitické transformaci dokáže převzít (akomodovat) přesný makroskopický tvar austenitické fáze.

3 Slitina NiTi

Ze všech dostupných slitin s tvarovou pamětí se nejvíce v praktických aplikacích používá právě slitina Nikl-Titan (NiTi), někdy také známá pod komerčním názvem Nitinol. Tato slitina vykazuje všechny dříve zmíněné vlastnosti jako je tvarová paměť, pseudoplasticita a superelastická. Slitina niklu a titanu je vysoce odolná proti korozi, nemagnetická a je biokompatibilní, což z ní dělá ideální materiál pro biomedicínské aplikace. Ve srovnání s méně používanými slitinami jsou u NiTi dobře prozkoumané termomechanické odezvy, krystalografická mřížka, účinky tepelného zpracování a proměny transformační teploty se změnami vnitřní kompozice. (Lagoudas ed., 2008) V tabulce (viz Tab. 1) jsou zobrazeny základní fyzikální vlastnosti slitiny NiTi.

Tab. 1 Základní fyzikální vlastnosti NiTi (Gusarov, 2015, Amin a Hasan, 2018)

Hustota	6,45 g·cm ⁻³
Teplota tání	1240-1310 °C
Odpor Austenit	82 μΩ·cm
Odpor Martenzit	76 μΩ·cm
Tepelná kapacita	0,326 kJ·kg ⁻¹ ·K ⁻¹
Latentní teplo	24,2 kJ·kg ⁻¹
Maximální prodloužení	až 15 %, ale spíše méně
Nejvyšší tahová síla	754-960 MPa u tenkých vláken dosahuje až 2 GPa
Průměrný modul pružnosti Austenit	75 GPa
Průměrný modul pružnosti Martenzit	70 GPa
Efektivita přeměny energie	5 % (teoreticky 11 %)
Korozní odolnost	výborná
Biologická kompatibilita	výborná

3.1 Výroba

Pro výrobu NiTi slitin lze využít dva základní postupy: a) odlévání ingotů a b) výroba pomocí práškové metalurgie. Častěji využívanou variantou je metoda odlévání ingotů, která je však technologicky i cenově velmi náročná, a ne vždy vede

k požadovaným výsledkům vzhledem ke sledovaným transformačním teplotám (M_s). Výroba slitin Ni-Ti práškovou metalurgií má výhodu v menší ekonomické zátěži, možnosti přesnější kontroly transformačních teplot a ve výrobě polotovarů o tvaru blízkém funkční součásti. Slitiny vyrobené práškovou metalurgií jsou náchylné na vyšší stupeň pórovitosti, způsobený větším obsahem koncentrace oxidů. Pórovitost je pro většinu technických aplikací nežádoucí vlastností, avšak jedinou výjimkou jsou medicínské aplikace. Pro výrobu implantátů je určitý stupeň pórovitosti materiálů žádoucí z důvodu působení mechanických vlastností okolních tkání a díky lepší biokompatibilitě materiálu. Metodami odlévání ingotů používaných pro výrobu NiTi slitin jsou např. Vakuové indukční tavení, Vakuové obloukové přetavování, Tavení pomocí elektronového paprsku, Elektrostruskové přetavování, Plasmové obloukové přetavování a Tavení elektronovým svazkem systémem s dutou katodou. Pro výrobu slitin pomocí práškové metalurgie se používají metody jako: plynová atomizace, proces rotační elektrody, proces dopování materiálu vodíkem s následnou mechanickou dezintegrací, Mechanické legování a Zinkové rozpouštědlo. (Pilch, 2011)

3.2 Využití slitiny NiTi v medicíně

Po několika letech využívání slitin s tvarovou pamětí v průmyslových aplikacích se začali vědci zabývat možnostmi jejich využití v medicíně. Studie zaměřující se právě na zkoumání slitiny NiTi dokazují, že je tento materiál pro biomedicínské aplikace vhodný. Poukazují na výborné deformační vlastnosti, ušlechtilé elektrochemické chování, vynikající antikorozi odolnost, a především vysokou biokompatibilitu. (Castany et al., 2016).

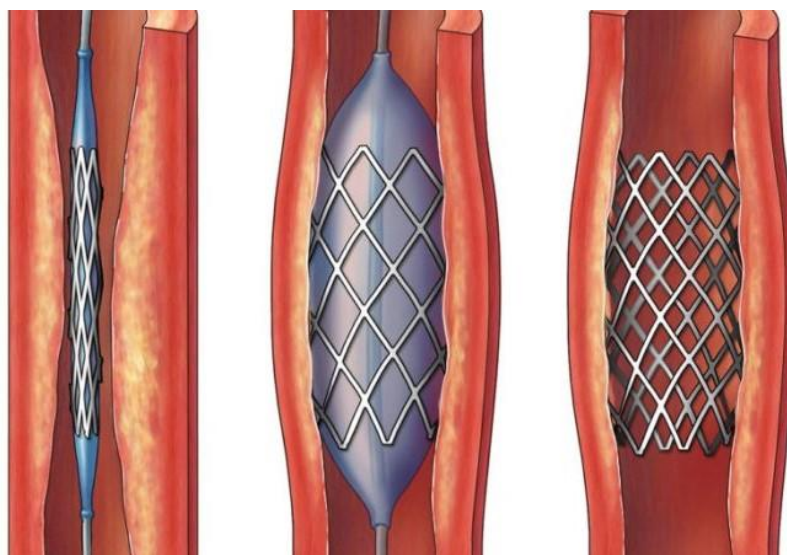
Pro shrnutí je zde uvedeno několik základních důvodů, proč jsou slitiny s tvarovou pamětí vhodné pro využití v medicínských aplikacích (Yamauchi eds., 2011):

1. Slitiny s tvarovou pamětí mají nízký modul pružnosti
2. Nelze je snadno deformovat
3. Mohou být vystavovány stálé zátěži bez ohledu na pružnost
4. Jsou schopné dosáhnout vysoké úrovně odolnosti proti korozi a biokompatibilitě
5. Díky efektu tvarové paměti jsou schopny rekuperace

Důležitým požadavkem na jakýkoliv materiál určený pro použití v lidském těle je biokompatibilita. Biokompatibilita je vlastnost materiálu, díky které je netoxický pro lidský organismus a nevyvolává žádnou alergickou odpověď imunitního systému. Další požadavek na materiál je jeho biofunkčnost, což je schopnost fungovat podle očekávání v prostředí lidského těla po celou dobu jeho životnosti. Obě tyto vlastnosti byly u slitiny Ni-Ti potvrzeny v mnoha studiích. (Lagoudas ed., 2008)

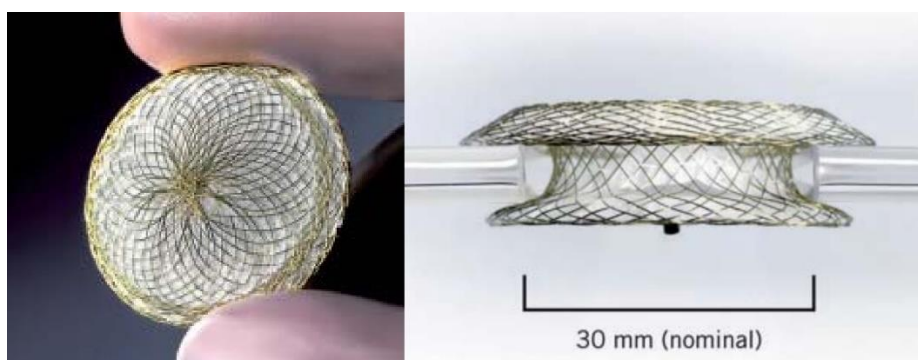
Vlastnosti slitin s tvarovou pamětí byly úspěšně implementovány v různých dentálních aplikacích. Nitinolové ortodontické oblouky se používají od 70. let 20. století pro rovnání zubů a jsou účinnější než jiné alternativní materiály. Ortodontický oblouk slouží jako konstrukce pro rovnátka a poskytuje lehkou kontinuální sílu k lepšímu výsledku léčby. Složení a zpracování materiálu lze zkonstruovat tak, aby produkovalo různé úrovně optimální síly, dle požadavků konkrétní terapie. Další klíčová zubní aplikace pro slitiny s tvarovou pamětí zahrnuje použití nitinolových vrtáků používaných při operacích kořenových kanálků, které zahrnují pečlivé vrtání do zubu. Výhodou těchto vrtáků je, že se mohou ohýbat do poměrně velkých úhlů, které vyvolávají velké deformace, a přesto vydrží vysoké cyklické rotace. (Yamauchi eds., 2011)

Další významnou medicínskou aplikací Ni-Ti slitin je použití pro výrobu kardiovaskulárních stentů. Nitinol stenty jsou využívány především v periferních cévách a slouží k redukci stenóz cévní stěny. Dalším možným místem pro zavedení stentu je sestupná aorta v místech jejího rozdvojení. Pomocí katétru jsou ve složeném tvaru dopraveny na cílové stenotické místo, kde jsou rozevřeny pomocí dilatačního balónku do požadovaného tvaru. Jejich rozevřením dojde k zprůchodnění cévy (viz Obr. 5). Stenty jsou potaženy farmakologickými a antitrombotickými potahy pro jejich lepší funkci. (Ackermann, 2015)



Obr. 5 Nitinolový stent uvnitř cévy (What You Need To Know About A Heart Stent, 2016)

Neméně důležitá kardiovaskulární aplikace je uzavření defektu síňového septa pomocí okludéru vyrobeného ze slitiny Ni-Ti. Okludér se používá k utěsnění síňového otvoru, který je umístěn mezi pravou a levou síní a jeho patologický defekt způsobuje hemodynamické vady. Nitinolový okludér je zaváděn neinvazivním intervenčním kardiologickým zákrokem. Při tomto zákroku lékař zavede katétr do srdce pomocí žilního vstupu např. v třísele. Katétr slouží k zavedení okludéru, který se skládá se ze dvou polovin ve tvaru deštníku (viz Obr. 6). Zpočátku jsou tyto poloviny složeny a zavedené do obou srdečních síní, každá na jedné straně otvoru v septu. Díky jejich rozevření a následnému sešroubování dojde k uzavření defektu na síňovém septu. Tento neinvazivní zákrok nahrazuje složitou kardiochirurgickou operaci, která přináší mnohem větší riziko pro pacienta. (Lagoudas ed., 2008)



Obr. 6 Nitinolový okludér pro uzavření mezi síňového septa (Mates et al., 2010)

Nitinol se dále používá například k výrobě endoskopických naváděcích drátů, chemoterapeutického katétru, ortézy na léčbu vbočených palců, plátů na korekci zarostlých nehtů atd. (Yamauchi eds., 2011)

4 Snímače tlaku

Tlak je fyzikální veličinou definovanou poměrem elementu síly dF působící na element plochy dS ve směru normály, tj:

$$p = \frac{dF}{dS} \quad (1)$$

Jednotkou tlaku je pascal [Pa], který odpovídá tlaku vyvolaného silou o 1 N působící na plochu 1 m². Nulový tlak lze najít v prostoru bez hmoty, tedy ve vakuu. Absolutní tlak označuje tlak měřený od nuly. Atmosférický tlak je výrazem pro absolutní statický tlak zemského ovzduší měřený u zemského povrchu. Přetlak a podtlak označují rozdíly měřeného a atmosférického tlaku, kdy přetlak je měřený tlak vyšší než hodnota atmosférického tlaku a analogicky podtlak je měřený tlak nižší než atmosférický. (Ďaďo a Kreidl, 1996).

Principy snímání tlaku jsou často podobné se snímáním síly, což vychází z faktu, že měření tlaku je téměř vždy možné převést na měření síly. Návrh a výroba tenzometrů je vždy kompromisem mezi cenou, výkonem, dostupnou technologií a materiály, tak aby co nejlépe vyhovoval dané aplikaci. (Ripka a Típek eds., 2007)

4.1 Odporové snímače tlaku

Odporové tenzometry jsou snímače mechanického napětí. Ke snímání je využita závislost mechanického napětí na pružné deformaci dle Hookova zákona:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (2)$$

Kde σ je mechanické napětí, E je Youngův modul pružnosti materiálu a ε je relativní deformace vycházející ze vztahu mezi změnou prodloužení Δl a původní délkou l :

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (3)$$

Změnu odporu při deformaci vodiče popsal již v roce 1843 Charles Wheatstone. Odpor R vodiče délky l s plochou průřezu S a rezistivitou ρ lze definovat vztahem:

$$R = \frac{l}{S} \cdot \rho \quad (4)$$

S využitím věty o totálním diferenciálu dR a jeho úpravě získáme relativní změnu odporu danou vztahem:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta l}{l} - \frac{\Delta S}{S} + \frac{\Delta \rho}{\rho} \quad (5)$$

Změna plochy průřezu S je závislá na délkové deformaci a poissonově konstantě vyjadřující poměr relativní deformace podélné ku odpovídající příčné deformaci. Změna délky a změna plochy průřezu je dána geometrickými změnami vodiče, ale změna rezistivity je důsledkem změn na mikrostrukturální úrovni materiálu.

Na základě výše uvedených vztahů lze odvodit tzv. součinitel deformační citlivosti (tenzometrická konstanta) K , kterou můžeme získat z:

$$K = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta l}{l}} = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\varepsilon} \quad (6)$$

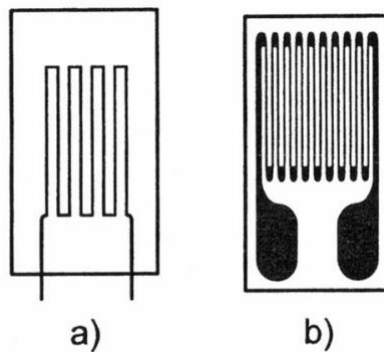
Kde ΔR je relativní změna odporu, R je nominální odpor tenzometru v stavu bez působení síly a ε je relativní deformace tenzometru (Hookův zákon). Koeficient K je závislý na použitém materiálu a pro kovové tenzometry je typická hodnota $K=2$. Podle materiálu, ze kterého je zhotoven deformovaný převodník jsou popisovány dva typy odporových tenzometrů: kovové a polovodičové. (Ripka et al., 2011)

4.1.1 Kovové tenzometry

Kovový tenzometr může být zhotoven z drátku (tzv. drátkový tenzometr), který je umístěn na tenký podklad a zakroucen, jak je vidět na obrázku (viz Obr. 7 a). Drátkové tenzometry jsou v praxi využívány zřídka. Dalším typem kovového tenzometru je lepený foliový (viz Obr. 7 b). Tyto tenzometry jsou vyráběny fotolitografickou technikou z kovových folií o tloušťce minimálně 5 μ m. Fólie jsou upevněny na nosných izolačních

vrstvách a velmi dobře kopírují sledovanou deformaci. Tenzometry používané pro senzory tlaku jsou tzv. naprašované kovové vrstevné tenzometry. Ve vakuu probíhá naprašování dielektrické a kovové vrstvy na membránu (nebo jiný deformační člen). Poté následuje nanesení fotocitlivé masky, expozice požadovaným tvarem senzoru a odstranění neexponovaných částí kovové vrstvy. Takto tvořené tenzometry mají podobné vlastnosti jako fóliové typy, oproti nim ale mají lepší časové a teplotní stálosti. (Ripka et al., 2011)

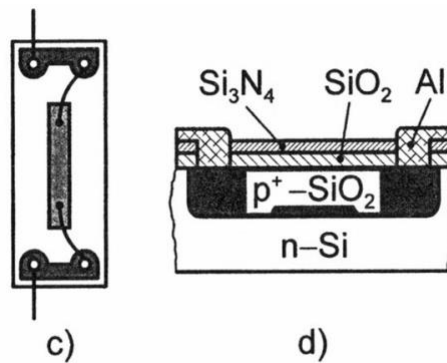
Z popisu výroby těchto tenzometrů lze odvodit jejich velkou nevýhodu, kterou je složitá konstrukce zvyšující pořizovací i provozní cenu. V jejich neprospěch také hraje fakt, že mají nízkou hodnotu koeficientu deformační citlivost a je často nutné používat speciální elektronický zesilovač. (Heller et al., 2014)



Obr. 7 Provedení odporových kovových tenzometrů (Ripka et al., 2011)

4.1.2 Polovodičové tenzometry

Polovodičové tenzometry mají deformační převodník vyhotoven z monokrystalu polovodičového materiálu, nejčastěji křemíku (viz Obr. 8). Křemíkový substrát zároveň tvoří membránu (pružný člen) (viz Obr. 8 d). Působením mechanického namáhání v určité krystalografické ose monokrystalu polovodiče dochází ke změně elektrické vodivosti. Změna odporu závisí na typu polovodiče i na koncentraci příměsí. Polovodičové tenzometry vykazují nelineární závislosti relativních změn odporu na deformaci i na teplotě.

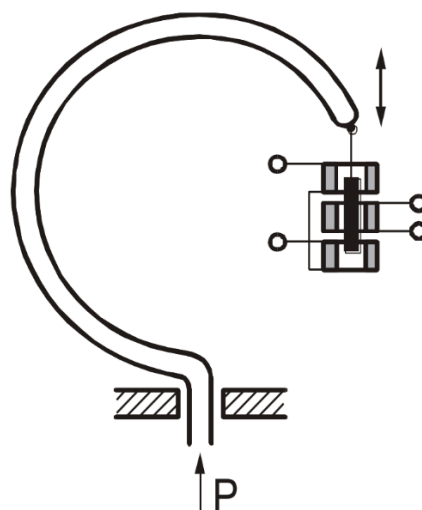


Obr. 8 Provedení odporových polovodičových tenzometrů (Ripka et al., 2011)

4.2 Deformační senzory tlaku

Mezi deformační snímače tlaku patří membránové a trubicové senzory. Principem deformačních tenzometrů je převedení tlaku na sílu, která způsobuje pružnou deformaci tlakoměrného elementu. U membránových snímačů je měřicí částí kruhová membrána, která je charakteristická malou tloušťkou a vlastní tuhostí. Snímač pak měří průhyb membrány.

Trubicové snímače mají jako deformační člen trubici, která zesiluje účinky deformace. Tlak působící na otevřený pevný konec trubice způsobí napřímení a změnu výchylky volného koncového bodu, která je měřitelná. Trubice může být realizována do tzv. Bourdonovy C-trubice vyrobené z krystalu (viz Obr. 9). (Ďaďo a Kreidl, 1996)



Obr. 9 Snímač tlaku s Bourdonovou C-trubicí (Ďaďo a Kreidl, 1996)

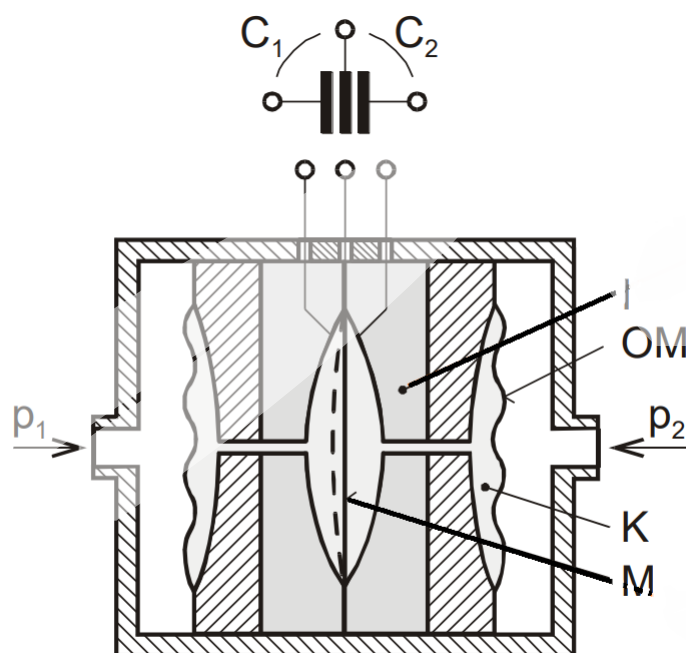
4.3 Kapacitní senzory tlaku

Základním principem kapacitních snímačů tlaku je převod působícího tlaku na hodnotu kapacity na měřicím kondenzátoru. Tento převod je realizován prostřednictvím deformačního členu. Typickým deformačním členem senzorů je kovová membrána, která zároveň tvoří uzemněnou elektrodu senzoru. Druhá elektroda je umístěna na izolovaném držáku naproti membráně, tudíž tlak působící na membránu způsobí její přiblížení směrem k druhé elektrodě, tento pohyb je doprovázen změnou kapacity, která je zaznamenána. (Ďaďo a Kreidl, 1996)

Hlavní nevýhodou kapacitních senzorů je ovlivnění měřených hodnot teplotou okolí, způsobené tepelnou dilatací elektrod. Kapacita je v tomto případě nelineárně závislá na tlaku, což je považováno za další nevýhodu, která snižuje použitelnost těchto senzorů. (Heller et al., 2014)

Ke kompenzaci nevýhod se využívá diferenční řešení kapacitního senzoru, které potlačuje vlivy současně působící na obě elektrody, tedy například výše zmíněnou teplotní dilataci. Diferenční kapacitní senzor může být realizován pomocí střední elektrody, kterou je membrána a pevnými elektrodami vytvořenými na izolantu (např. sklo, silikonový olej), vytvarovaném tak, aby změna kapacity byla co největší (viz Obr. 10). Tvarované izolanty zároveň tvoří mechanickou zábranu proti přetížení snímače.

Diferenční kapacitní snímače jsou vhodné pro senzory tlakové difference, které jsou využívány pro měření rychlosti průtoku metodou škrťících orgánů, při měření výšky hladiny, hustoty, viskozity atd. Společnými vlastnosti všech senzorů tlakové difference je velká rozlišovací schopnost a ochrana pružného elementu proti přetížení. Diferenční kapacitní snímače tlaku mají většinou rozsah od 1 mbar do několika tisíc milibarů. (Ďaďo a Kreidl, 1996)



Obr. 10 Diferenciální kapacitní snímač, I-izolant, M-membrána, OM-oddělovací membrána, K-oddělovací kapalina (Ďaďo a Kreidl, 1996)

4.4 Piezoelektrické senzory tlaku

Základní princip piezoelektrických tenzometrů vychází z piezoelektrického jevu. Piezoelektrický jev je specifická vlastnost krystalů, které jsou při jejich mechanické deformaci schopné generovat elektrické napětí. Tyto snímače tlaku se skládají z membrány ve spodní části, která převádí tlakové účinky na deformaci několika piezoelektrických členů. Piezoelektrickým členem jsou často krystaly křemene. Tyto senzory se používají pro měření změn tlaku v čase, nikoliv pro statický tlak, jelikož se elektrický signál generuje pouze při změně napětí. (Ďaďo a Kreidl, 1996)

Hlavními výhodami piezoelektrických tenzometrů jsou velká šířka pásma, možnost miniaturizace senzoru, díky jeho jednoduchosti a odolnost proti vlivům akcelerace. Oproti tomu mezi nevýhody patří velká citlivost na okolní teplotu, nemožnost měřit staticky působící tlak atd. (Ripka a Típek eds., 2007)

4.5 Optoelektrické senzory tlaku

Při měření malých tlaků nebo při měření kdy jsou potřeba silné membrány, může být problém s příliš malým posunem membrány, který není dostatečný pro správnou

funkci senzoru. Kromě toho je většina piezoelektrických sensorů a některé kapacitní snímače citlivé na okolní teplotu, což generuje další problémy. V těchto případech mají svoje místo optoelektrické snímače tlaku, které sledují změnu vlastností optických vláken uvnitř senzoru. Mezi výhody patří jednoduché zapouzdření, malý vliv teplot, vysoké rozlišení a přesnost. (Fraden, 2016)

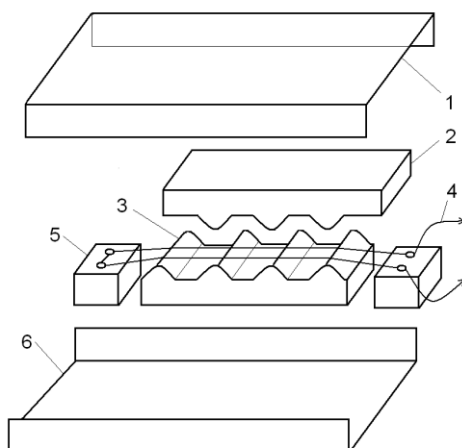
5 Senzory Ni-Ti

Tato práce se zabývá využitím Ni-Ti snímače typu Belt. Jedná se o snímač tlaku a/nebo síly tvořený vláknem z materiálu s tvarovou pamětí, přesněji ze slitiny niklu a titanu s možností dalších příměsí (Cu, Fe). Jak je uvedeno v předchozích kapitolách, tyto slitiny vykazují martenzitické vratné fázové transformace, které lze vyvolat změnou teploty materiálu nebo jeho mechanickým namáháním. Mechanické namáhání vyvolá vratné fázové přeměny, které jsou doprovázeny vratnými mechanickými deformacemi materiálu (7 až 10 %). Tyto mechanické deformace doprovází velké změny odporu (30 až 50 %). Pro tlakový senzor je tedy výhodou, že snímaný elektrický signál má dostatečnou velikost.

Snímač typu Belt využívá velkou změnu elektrického odporu NiTi vlákna v závislosti na jeho protažení. Princip senzoru spočívá v převodu mechanické deformace na změnu elektrického odporu vlákna při vnějším zatěžování. Podmínkou aplikace výše uvedeného principu je, aby protažení smyčky z NiTi drátů nebylo vyšší než dovolená elastická deformace tohoto drátu. (Heller et al., 2014)

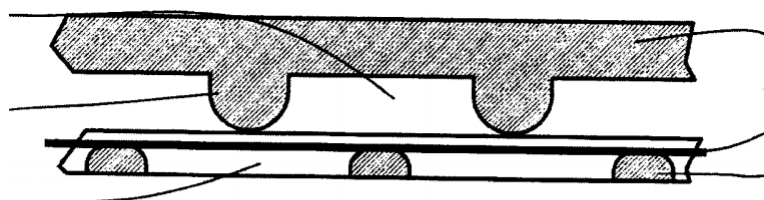
5.1 Konstrukce

Konstrukce NiTi senzorů typu Belt je schématicky zobrazená na obrázku (Obr. 11). Snímač se skládá ze šesti částí. Uprostřed snímače je do pevného korpusu (č. 5) upevněno měřicí NiTi vlákno (č. 4), které naléhá na pevný zvlněně tvarovaný element snímače (č. 3). Shora na vlákno působí volný tvarovaný element (č. 2), všechny části senzoru jsou schovány vnějšími kryty (č.1 a č. 6). (Heller et al., 2014)

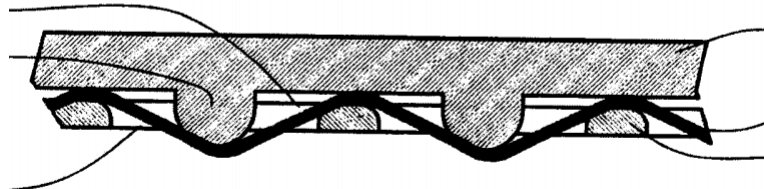


Obr. 11 Konstrukce NiTi Belt senzoru (Heller et al., 2014)

Princip snímání takového senzoru je následující. V klidovém stavu, bez působení vnější síly je snímač v pozici, která je vidět na obrázku 2a (Obr. 12). Vláknko je ve své výchozí poloze s nulovým prodloužením. Pokud začne působit vnější mechanická síla na volný tvarovaný element, stlačí ho až na úroveň NiTi vlákna. Volný element spolu s opačně tvarovaným pevným elementem umístěným pod vlákno, způsobí prodloužení vlákna (2b) a tím i změnu elektrického odporu, který je snímán, dle vztahu (4).



Obr. 2a



Obr. 2b

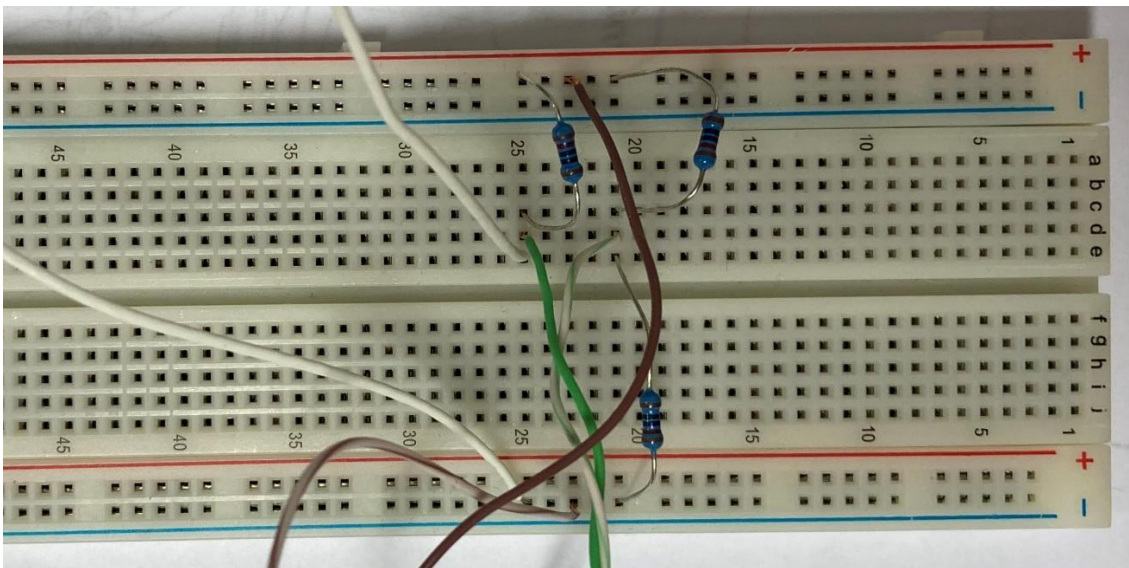
Obr. 12 Deformace NiTi vlákna v Belt senzoru (Heller et al., 2014)

6 Elektrické a mechanické charakteristiky NiTi vlákna

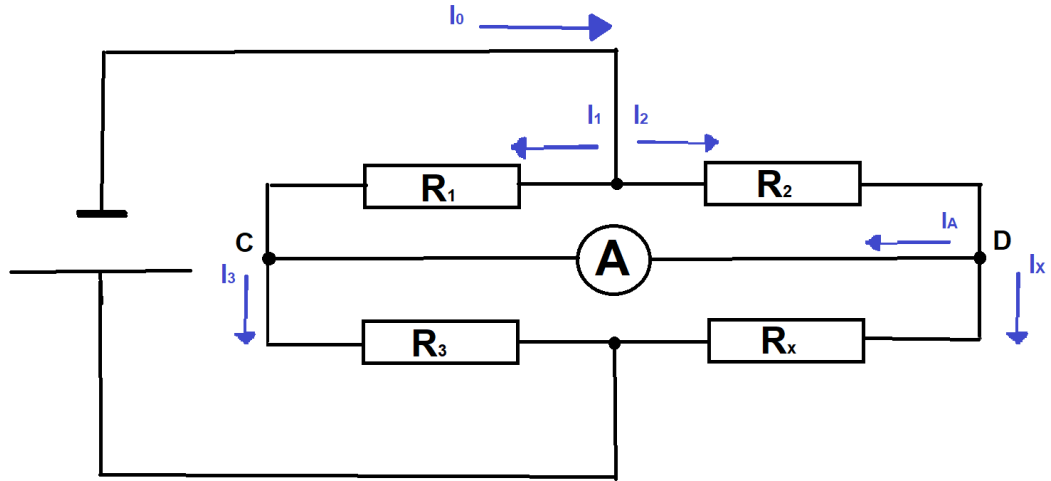
Všechna měření této diplomové práce probíhala v laboratořích CXI Technické univerzity v Liberci. Prvním cílem bylo zjistit elektrické vlastnosti nitanolového vlákna v závislosti na změnách prodloužení, teploty a tlaku. Postupně byly měřeny závislosti odpor-prodloužení, odpor-teplota, odpor-tlak a odpor-síla-prodloužení. Měření bylo realizováno pomocí 16bitové měřicí karty NI-USB 6211 a měřicího obvodu připojeného k počítači, kde byl signál zpracováván a zaznamenáván pomocí softwaru LabView. Naměřené hodnoty pak byly dále zpracovávány do tabulek a grafů.

6.1 Měřicí obvod experimentu

K měření v následujících experimentech byl využit měřicí obvod, který byl zvolen a zapojen tak, aby kompenzoval parazitní jevy při měření odporu (viz Obr. 13). Pro tuto kompenzaci bylo využito zapojení do tzv. Wheatstoneova můstku (viz Obr. 14). (Vojáček, 2017)



Obr. 13 Zapojení měřicího obvodu-Wheatstoneův můstek (Zdroj: autor)



Obr. 14 Wheatstoneův můstek-schéma (Zdroj: autor)

Abychom mohli uvažovat vyvážený můstek, nesmí připojeným ampérmetrem procházet žádný proud (tedy $I_A=0$). Na schématu jsou zobrazeny čtyři rezistory (R_1 , R_2 , R_3 a R_x), kde R_x znázorňuje odpor NiTi vlákna. Základním principem měření tedy byl dopočet odporu R_x z naměřeného napětí mezi body C a D (U_{CD}) při známém napětí zdroje U a velikosti odporů R_1 , R_2 a R_3 . Wheatstoneův můstek byl konstruován jako vyvážený, ale kvůli změně odporu ampérmetr zaznamená procházející proud, stane se z něj můstek nevyvážený a my můžeme měřit napětí mezi body C a D. Ze vztahu pro napětí U_{CD} Wheatstoneova můstku, můžeme poté požadovaný odpor odvodit (Ďaďo a Kreidl, 1996):

$$U_{CD} = U \cdot \left(\frac{R_3}{R_1 + R_3} - \frac{R_x}{R_2 + R_x} \right) \quad (7)$$

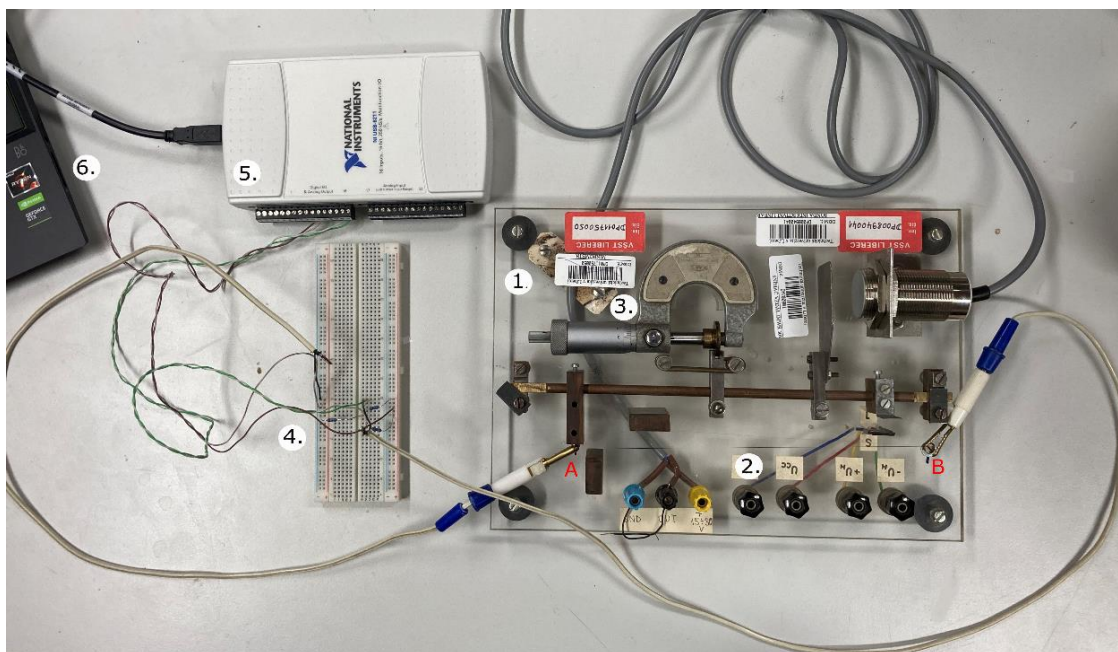
Kde pro odpory platí, že $R_1=R_3=R$. Vyjádřením pak získáme vztah pro požadovaný odpor R_x :

$$R_x = \frac{R_2 \cdot \left(\frac{R}{2 \cdot R} - \frac{U_{CD}}{U} \right)}{1 - \frac{R}{2 \cdot R} + \frac{U_{CD}}{U}} \quad (8)$$

Výpočet výsledného odporu NiTi vlákna byl při měření realizován softwarem LabView.

6.2 Změna elektrického odporu v závislosti na mechanickém namáhání

Měření elektrického odporu nitanolového vlákna v závislosti na prodloužení probíhalo pomocí přípravku (1. na Obr. 15), ve kterém bylo vlákno celkové délky 210 mm definovaně natahované po úsecích 0,5 mm do prodloužení 20 mm, tento interval byl zvolen kvůli schopnosti vratné deformace vlákna o 8-10 %. Vlákno bylo upevněno mezi body A a B (viz Obr. 15) a natahováno pomocí rozpínacího mechanismu (2.). Díky otočnému systému se stupnicí (3.) lze přesně definovat délku prodloužení NiTi vlákna. Snímaný signál odporu byl přes měřicí obvod (4.) a měřicí kartu (5.) přiváděn do počítače (6.), kde byl softwarem zpracován a zaznamenáván. Toto měření má za cíl zjistit závislost odporu na prodloužení vlákna, což má význam v principu NiTi senzorů, jelikož senzory snímají právě tuto deformaci. Vzhledem k jejich konstrukci vnější tlak způsobuje protažení vlákna, následná změna odporu je snímána a vyhodnocována.



Obr. 15 Měření závislosti odpor-prodloužení (Zdroj: autor)

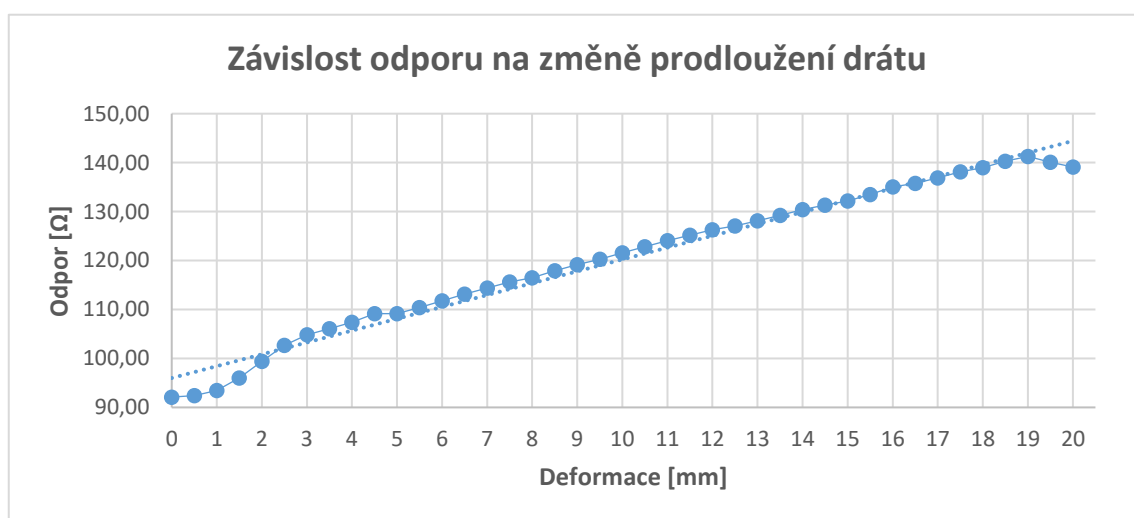
6.2.1 Naměřené hodnoty

Pro větší přesnost měření a eliminaci lidských chyb a chyb měřidla bylo pro každou hodnotu prodloužení naměřeno pět hodnot odporu v krátkém časovém intervalu. Tyto hodnoty byly poté zprůměrovány a jsou zobrazené v tabulce (viz Tab. 2).

Hodnoty zanesené v grafu (viz Graf 1) ukazují lineární závislost odporu na prodloužení vlákna v intervalu 2-19 mm.

Tab. 2 Naměřené hodnoty závislost odpor-protažení

Protažení [mm]	0	0.5	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5	5.5	6	6.5
Odpor [Ω]	92.1	92.4	93.5	96.0	99.4	102.7	104.8	106.1	107.4	109.2	109.2	110.4	111.8	113.1
Protažení [mm]	7	7.5	8	8.5	9	9.5	10	10.5	11	11.5	12	12.5	13	13.5
Odpor [Ω]	114.4	115.6	116.5	117.9	119.1	120.2	121.6	122.8	124.1	125.2	126.3	127.1	128.1	129.2
Protažení [mm]	14	14.5	15	15.5	16	16.5	17	17.5	18	18.5	19	19.5	20	
Odpor [Ω]	130.4	131.3	132.2	133.5	135.0	135.8	136.9	138.1	138.9	140.3	141.3	140.1	139.1	



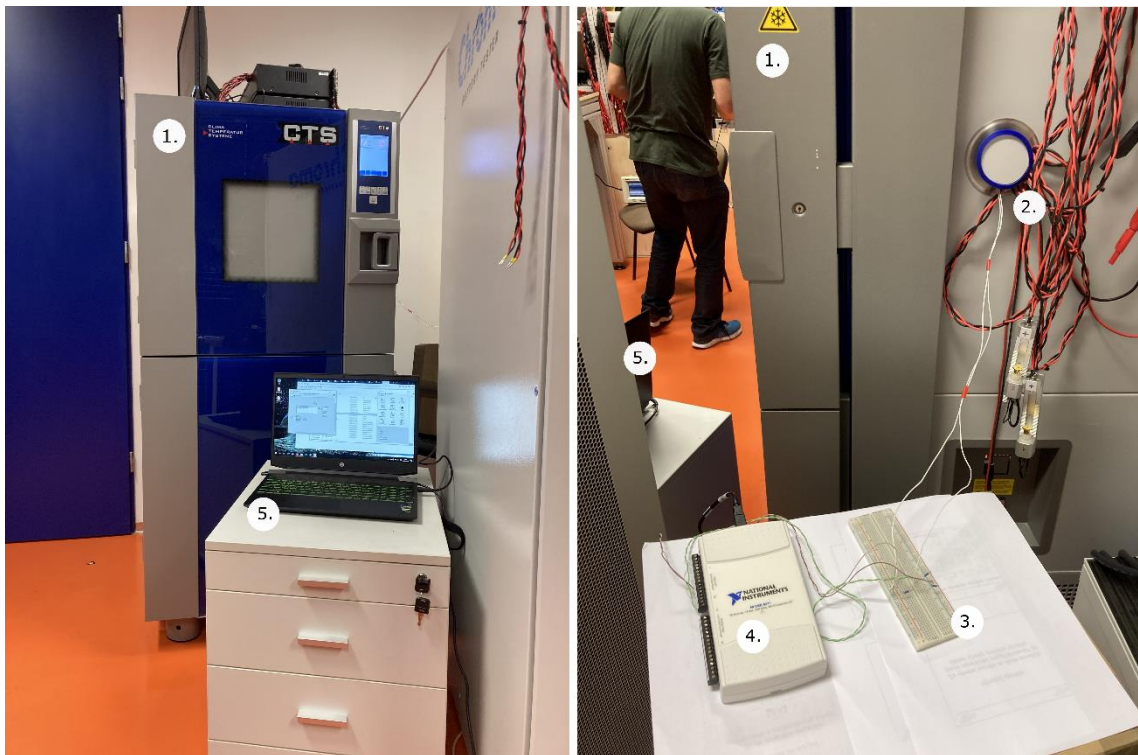
Graf 1 Závislost elektrického odporu na změně prodloužení vlákna

6.2.2 Vyhodnocení měření

Cílem tohoto měření bylo zjistit závislost odporu na změně délky NiTi vlákna. Tato závislost je významná u senzorů typu Belt, které fungují na principu snímání odporu při prodloužení vlákna. Závislost elektrického odporu na deformaci je téměř lineární. Měřením bylo zjištěno, že pokud je vlákno protaženo o 9 % (19 mm) z celkové délky dojde ke změně odporu o 53 %, tedy o 49,17 Ω . Průměrná změna odporu na 1 mm protažení je 2,56 Ω .

6.3 Změna elektrického odporu v závislosti na změně teploty

Teplotní závislost elektrického odporu je důležitá vzhledem k teplotním fázím slitin s tvarovou pamětí a transformace mezi nimi. Tento experiment probíhal za pomoci klima komory, ve které lze jasně definovat teplotu a dle potřeby ji měnit (viz Obr. 14). NiTi vláknem bylo vloženo do zatěsněné klima komory (1.), ze které byly vyvedené dráty pro měření odporu (2.). Přes měřicí obvod (3.) a měřicí kartu (4.) byl signál veden do počítače (5.) kde byl dále zpracováván a ukládán. Teplota byla měřena v rozmezí 1-50 °C s různým měřicím intervalem. Jelikož bylo měření mířeno na biomedicínskou aplikaci v kontaktu s tělem pacienta, proto nejdůležitějším rozmezím hodnot byla teplota živého lidského těla tedy 36-37 °C. V tomto rozmezí byla teplota klima komory měněna po 0,1 °C a pro každou teplotu byla zaznamenána hodnota odporu. V první fázi experimentu probíhalo vzestupné měření, tedy výchozí teplota 1 °C byla postupně navyšována až na hodnotu 50 °C. Druhá fáze probíhala sestupně, tedy snižováním teploty z 50 °C na 1 °C. Měření probíhalo oběma směry pro předpoklad hystereze a možnosti jejího zaznamenání.



Obr. 16 Měření závislosti odporu na změně teploty (Zdroj: autor)

6.3.1 Naměřené hodnoty

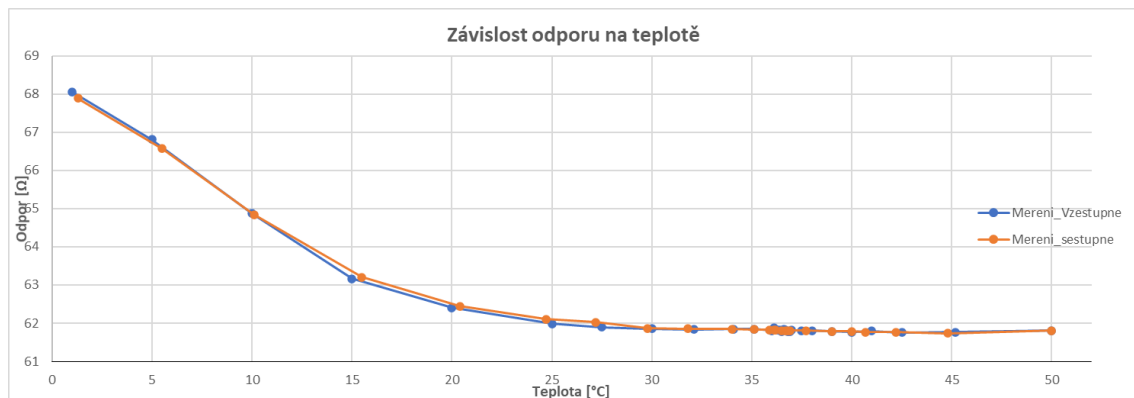
Stejně jako u ostatních měření bylo pro každou teplotu naměřeno pět různých hodnot odporu v krátkém časovém intervalu. Následně byla měření zprůměrována. Výsledné hodnoty jsou zaneseny v tabulkách. V první tabulce (Tab. 3) jsou zobrazeny hodnoty získané měřením teploty postupně od 1 °C do 50 °C. Druhá tabulka (Tab. 4) ukazuje hodnoty naměřené postupným ochlazováním prostoru klima komory (od 50 °C do 1 °C). Zprůměrované hodnoty z tabulek byly zaneseny do grafu (Graf 2). Modrá křivka v grafu zobrazuje vzestupné měření při zvyšování teploty, naopak oranžová ukazuje měření sestupné, tedy snižování teploty.

Tab. 3 Naměřené hodnoty závislosti odpor-teplota, vzestupné měření

Teplota [°C]	1	5	10	15	20	25	27.5	30	32.1	34.1	35.1	36	36.1	36.2	36.3
Odpor [Ω]	68.06	66.81	64.87	63.17	62.40	61.98	61.90	61.86	61.83	61.85	61.84	61.81	61.88	61.84	61.82
Teplota [°C]	36.4	36.5	36.6	36.7	36.8	36.9	37	37.5	38	39	40	41	42.5	45.2	50
Odpor [Ω]	61.83	61.79	61.84	61.83	61.78	61.78	61.81	61.81	61.80	61.79	61.77	61.79	61.76	61.77	61.80

Tab. 4 Naměřené hodnoty závislosti odpor-teplota, sestupné měření

Teplota [°C]	1.3	5.5	10.1	15.5	20.4	24.7	27.2	29.8	31.8	34	35.1	35.9	36.1
Odpor [Ω]	67.89	66.57	64.84	63.20	62.44	62.11	62.02	61.86	61.85	61.84	61.83	61.83	61.82
Teplota [°C]	36.2	36.5	36.7	36.8	36.9	37.7	39	40	40.7	42.2	44.8	50	
Odpor [Ω]	61.81	61.81	61.81	61.81	61.81	61.80	61.78	61.78	61.77	61.77	61.74	61.80	



Graf 2 Závislost elektrického odporu na změně teploty

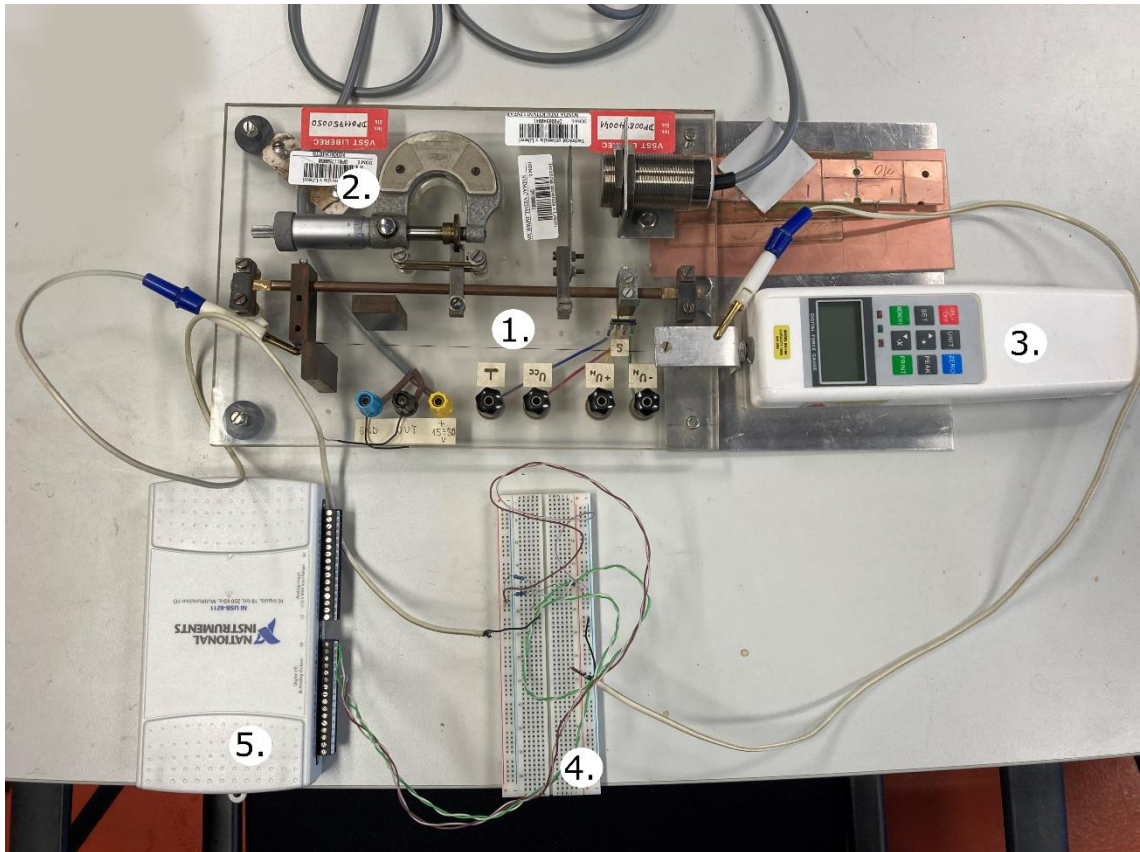
6.3.2 Vyhodnocení měření

Cílem druhého měření bylo zjistit závislost elektrického odporu na teplotě. NiTi vlákno bylo zahříváno v klima komoře na konkrétní požadované teploty, při kterých byl

měřen el. odpor vlákna. Kvůli hystereznímu chování materiálu bylo měření provedeno zvyšováním teploty v rozmezí 1 °C až 50 °C a poté byla teplota snižována z 50 °C na 1 °C. V rozmezí 1-15 °C je patrný pokles odporu okolo 0,4 Ω na 1 °C, v tomto rozmezí taky byla změna odporu největší. V intervalu 15-25 °C byl zaznamenán pokles odporu o 0,2 Ω na 1 °C, dále byly změny odporu zanedbatelné a hodnota odporu se v rozmezí 25-50 °C pohybovala okolo 62 Ω (průměrná hodnota v tomto rozmezí byla 61,82 Ω). Z měření je možno usoudit, že měřený typ NiTi drátu je vhodný pro zdravotnické aplikace, jelikož změna odporu na teplotě je v rozsahu teplot 20 až 50 °C minimální. Tento typ drátu se nachází pro tento rozsah teplot ve stavu austenitické fáze.

6.4 Změna působící síly v závislosti na mechanickém namáhání

Další veličinou měřenou v rámci experimentů v laboratoři byla síla. Měření zjišťovalo změnu síly působící na jednom konci NiTi vlákna v závislosti na jeho prodloužení. Při tomto experimentu byla zároveň se silou měřena i změna elektrického odporu vlákna. Měření probíhalo pomocí přípravku jako v prvním experimentu (viz kapitola 6.1). Na obrázku (Obr. 15) je zobrazeno rozložení experimentu, NiTi vlákno o délce 21 cm (1.) bylo upevněno mezi pevný bod a sondu siloměru (3.). Pomocí otočného mechanismu se stupnicí (2.) mohlo být vlákno definovaně napínáno a na displeji siloměru byla odečtena hodnota síly pro danou hodnotu prodloužení. Současně byl měřen odpor mezi svorkami a přes měřicí obvod a kartu veden do počítače, kde byl zaznamenáván.



Obr. 17 Měření závislosti síla-prodloužení a zároveň odpor-prodloužení (Zdroj: autor)

6.4.1 Naměřené hodnoty

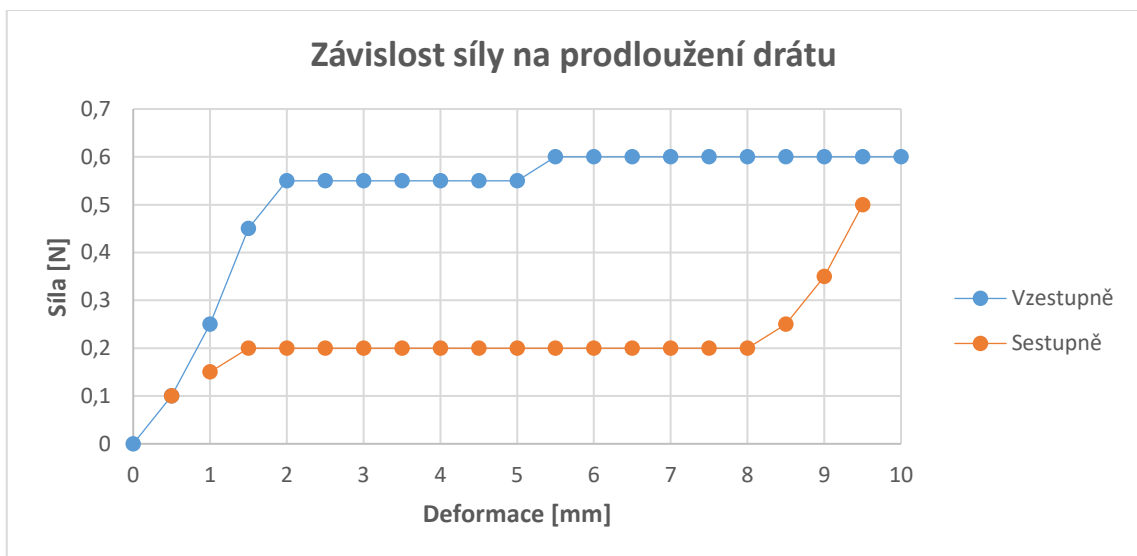
Vyhodnocování naměřených hodnot probíhalo podobně jako u předchozích experimentů, znovu došlo ke zprůměrování pěti naměřených hodnot síly a elektrického odporu. El. odpor a síla byly měřeny současně. Měření probíhalo nejprve vzestupně (viz Tab. 5), což znamená, že drát byl protahován vždy o 0,5 mm do hodnoty 10 mm. Druhá fáze byla sestupné měření (viz Tab. 6), výchozí hodnota protažení vlákna 10 mm byla poté postupně zkracována vždy o 0,5 mm. Při prodloužení nebo zkrácení na požadovanou hodnotu, byla odečtena síla ze siloměru a zaznamenán el. odpor do počítače. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny v grafech (Graf 3 a Graf 4).

Tab. 5 Naměřené hodnoty závislosti síla/odpor-prodloužení, vzestupné měření

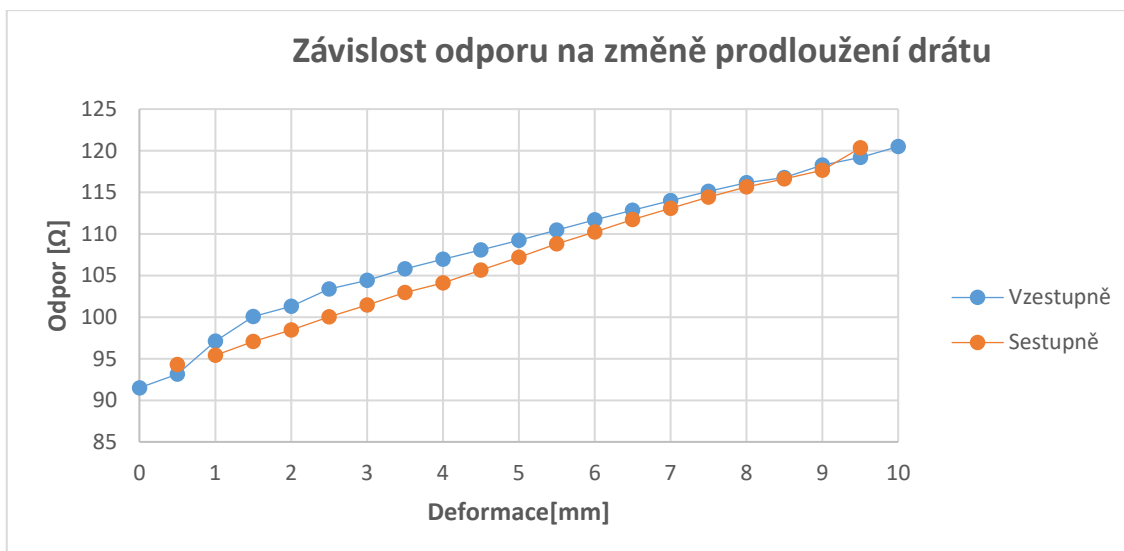
prodloužení (mm)	0	0.5	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5
síla (N)	0	0.1	0.25	0.45	0.55	0.55	0.55	0.55	0.55	0.55	0.55
odpor (Ω)	91.5	93.1	97.1	100.1	101.3	103.4	104.4	105.8	107.0	108.1	109.2
prodloužení (mm)	5.5	6	6.5	7	7.5	8	8.5	9	9.5	10	
síla (N)	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	
odpor (Ω)	110.4	111.7	112.8	114.0	115.1	116.2	116.8	118.3	119.2	120.5	

Tab. 6 Naměřené hodnoty závislosti síla/odpor-prodloužení, sestupné měření

prodloužení (mm)	10	9.5	9	8.5	8	7.5	7	6.5	6	5.5	5
síla (N)	0.6	0.5	0.35	0.25	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
odpor (Ω)	120.5	120.3	117.7	116.6	115.7	114.4	113.1	111.7	110.2	108.8	107.2
prodloužení (mm)	4.5	4	3.5	3	2.5	2	1.5	1	0.5	0	
síla (N)	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.15	0.1	0	
odpor (Ω)	105.6	104.1	103.0	101.5	100.0	98.5	97.1	95.4	94.3	90.6	



Graf 3 Závislost síly na změně prodloužení vlákna



Graf 4 Závislost elektrického odporu na změně prodloužení, při měření síly

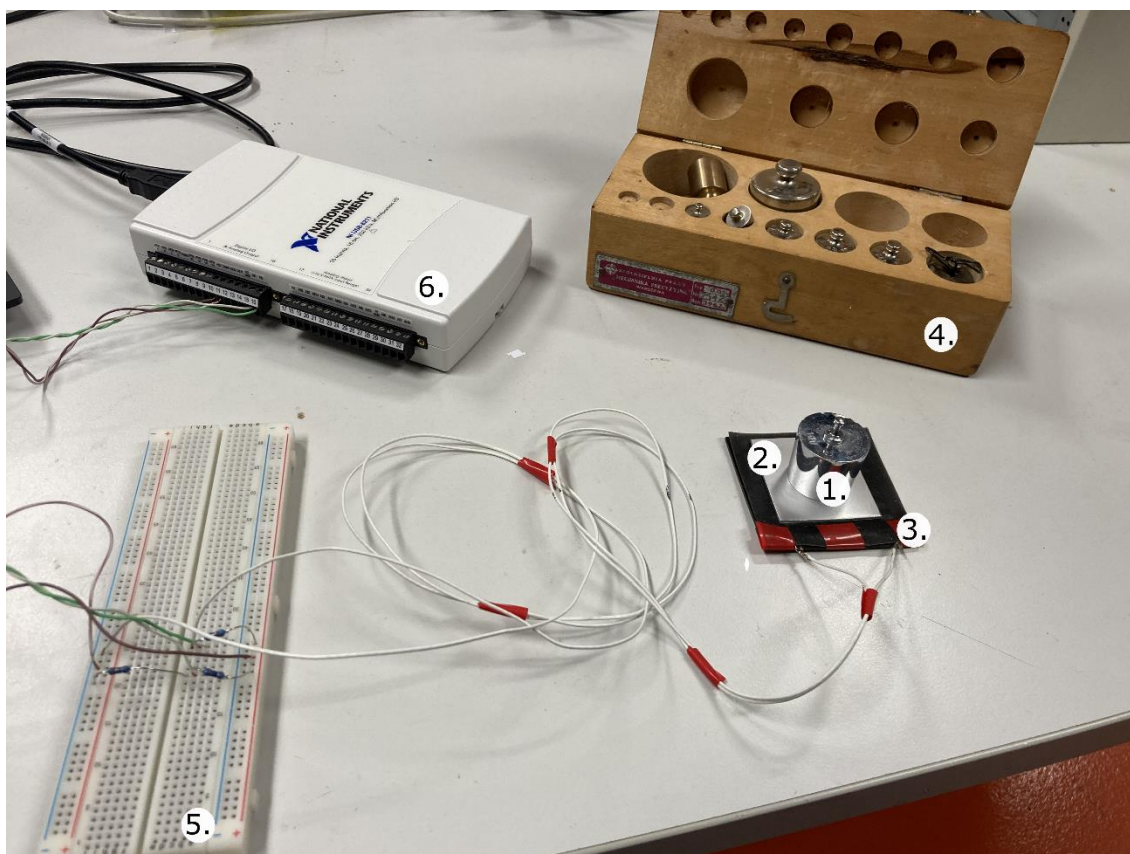
6.4.2 Vyhodnocení měření

Naměřené hodnoty závislosti síly na změně prodloužení vykazují hysteretzní chování (viz Graf 3). Tato hystereze je způsobená třecí silou, kterou musí překonat fázové rozhraní při přechodech mezi teplotními fázemi austenit-martenzit a martenzit-austenit. El. odpor vykazuje stejný průběh jako při samostatném měření (viz kapitola 6.2)

6.5 Změna elektrického odporu v závislosti na působícím tlaku

Závislosti změny el. odporu na působícím tlaku je důležitým parametrem pro vývoj, konstrukci a použití tlakových senzorů. Tato závislost byla zjišťována v laboratorním měření za pomoci malého NiTi senzoru, pro měření byl využit senzor typu Belt s jedinou smyčkou NiTi drátu. Snímač byl vystavován definovanému vnějšímu tlaku generující měřený el. odpor (viz Obr. 16). Vnější tlak byl vyvoláván pomocí závaží o určité hmotnosti (1.), která působila rovnoměrně na plíšek (2.) položený na NiTi senzoru (3). Ze senzoru pak byl přes měřicí obvod (5.) a měřicí kartu (6.) el. odpor ve formě signálu snímán a ukládán do počítače. Výsledný tlak p byl tedy vypočten ze zaznamenané hmotnosti závaží m , plochy zatížení snímače S a gravitačního zrychlení g dle vztahu:

$$p = \frac{F}{S} = \frac{m \cdot g}{S} \quad [Pa] \quad (9)$$



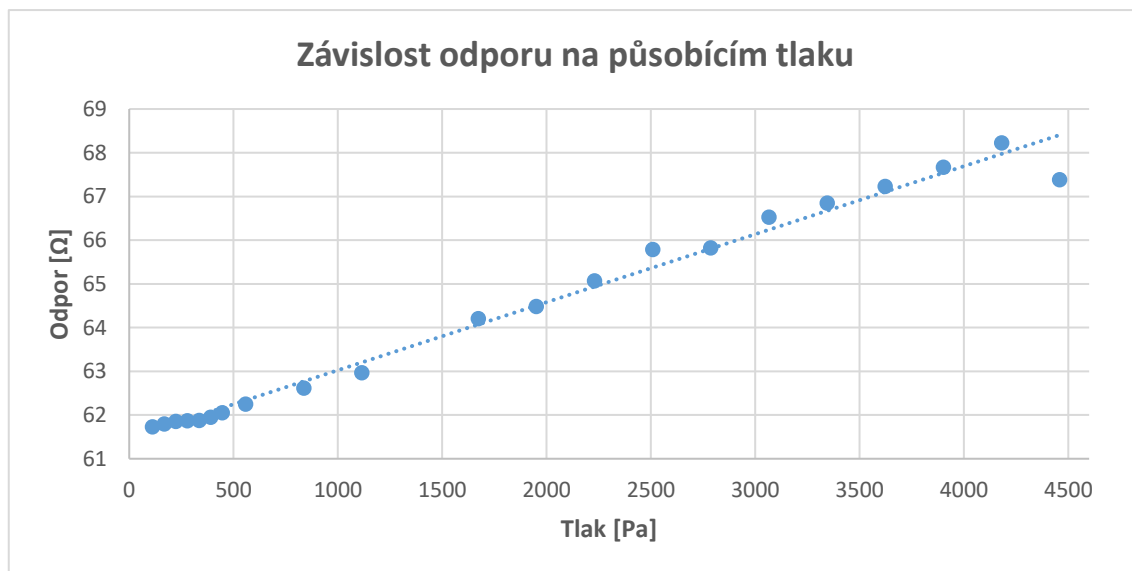
Obr. 18 Měření závislosti odpor-tlak (Zdroj: autor)

6.5.1 Naměřené hodnoty

Jak již bylo řečeno výše, při laboratorním experimentu byl měřen elektrický odpor v závislosti na hmotnosti a výsledný tlak byl dopočítáván. Pro každou hodnotu hmotnosti bylo zaznamenáno pět hodnot elektrického odporu v krátkém časovém úseku, které byly ve zpracování výsledků zprůměrovány. V tabulce (Tab. 7) jsou zaznamenány naměřené hodnoty hmotnosti a elektrického odporu, poslední řádek patří vypočteným hodnotám tlaku. Tlak byl počítán dle vztahu (6), byla uvažována gravitační konstanta $g=9,81 \text{ m/s}^2$ a rozměry použitého plíšku byly $40 \times 44 \text{ mm}$, tudíž zatěžovaná plocha byla $S=176 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2$. Výsledné hodnoty tlaku, spolu s elektrickým odporem, byly zaneseny do grafu (viz Graf 5).

Tab. 7 Naměřené a vypočtené hodnoty měření závislosti odpor-tlak

Hmotnost [g]	20	30	40	50	60	70	80	100	150	200	300
Odpor [Ω]	61.73	61.80	61.86	61.87	61.88	61.95	62.06	62.25	62.62	62.97	64.20
Tlak [Pa]	111.48	167.22	222.95	278.69	334.43	390.17	445.91	557.39	836.08	1114.77	1672.16
Hmotnost [g]	350	400	450	500	550	600	650	700	750	800	
Odpor [Ω]	64.49	65.07	65.79	65.82	66.53	66.85	67.23	67.67	68.23	67.39	
Tlak [Pa]	1950.85	2229.55	2508.24	2786.93	3065.63	3344.32	3623.01	3901.70	4180.40	4459.09	



Graf 5 Závislost elektrického odporu na změně tlaku

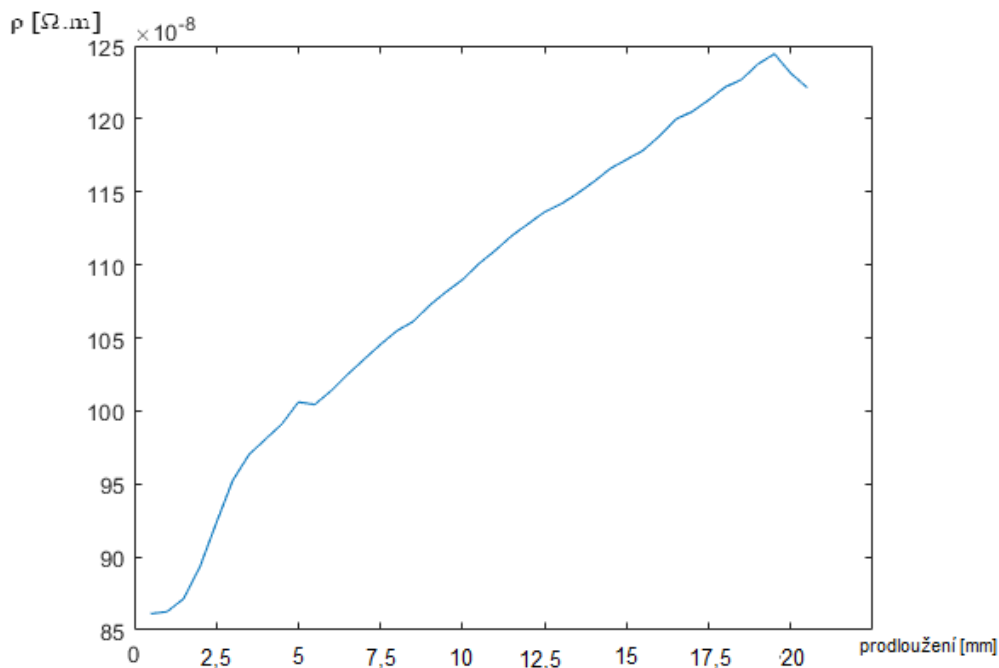
6.5.2 Vyhodnocení měření

Výsledným cílem měření bylo zjistit závislost změny elektrického odporu NiTi snímače vyvolané vnějším tlakem. Působící tlak byl dopočítáván z hodnoty používaného závaží, plochy působení a gravitačního zrychlení. Z grafu zobrazujícího elektrický odpor v závislosti na tlaku (Graf 3) je patrný téměř lineární vzestup elektrického odporu s rostoucím tlakem až do hodnoty 4180 Pa (což odpovídá 750 g). Elektrický odpor rostl přibližně o 1,6 Ω na 1000 Pa.

6.6 Rezistivita NiTi vlákna

Elektrický odpor R závisí na tvaru vodiče (viz rovnice 4), proto není vhodné jej používat pro vzájemné srovnávání elektrických vlastností různých látek. Nejen pro toto srovnávání je zavedena veličina měrný odpor (rezistivita) ρ , která je materiálovou konstantou závislou na teplotě. (Sedlák a Štoll, 2002)

Hodnota rezistivity pro slitinu niklu a titanu je v literatuře uváděna pro austenitickou teplotní fázi $\rho_A = 82 \cdot 10^{-8} \Omega \cdot m$ a pro martenzitickou $\rho_M = 76 \cdot 10^{-8} \Omega \cdot m$ (Johnson, 2003). Cílem je ověřit, zda hodnoty rezistivity naměřené v předchozích experimentech odpovídají těmto tabulkovým hodnotám. Prvním krokem je tedy z naměřených hodnot odporů R , plochy homogenního pravidelného vlákna S a délky vlákna l vypočítat rezistivitu v každém bodě, dle vztahu pro odpor (viz rovnice 4). Jednotlivé hodnoty byly použity z měření „Změna elektrického odporu v závislosti na mechanickém namáhání“ (viz kapitola 6.2). Po vypočítání rezistivity pro jednotlivé body a zanesení do grafu lze vidět, že rezistivita při tomto experimentu rozhodně není konstantní, ale mírně roste, v průměru o $2 \Omega \cdot m$ na jede milimetr (viz Graf. 6).



Graf 6 Rezistivita v závislosti na prodloužení

Tento jev je dán změnami ve vnitřní struktuře materiálu, ke kterým dochází právě při natahování. Tyto změny jsou sice vratné, ale doprovází je jistá hystereze. Během deformace dochází ve vlákně, které je v austenické fázi k nukleaci martenzitických poruch. Poruchy se pak při stoupající deformaci drátem šíří a jsou doprovázeny všemi souvisejícími jevy popsanými v předchozích kapitolách (superelastická, pseudoplastická, dvojčatění atd.). Právě díky těmto změnám je materiál schopen tolerovat deformace až do 10 %. Tento jev je pro běžné kovové materiály, užívané v tenzometrech, nedosažitelný. Celkový odpor vlákna je pak vlastně serio-paralelním spojením

martenzitických a austenitických částí vlákna a jeho popis je velmi náročný. V grafu je vidět přibližně lineární průběh s deformací (viz Obr. 19). Výsledná rezistivita NiTi vlákna pak může být popsána lin. vztahem:

$$\rho = \beta \cdot \varepsilon + \rho_0 \quad (10)$$

Kde β je koeficient (směrnice) závislý na dějích uvnitř materiálu, má rozměr shodný s rezistivitou [$\Omega \cdot m$] a je ho možné určit z naměřených dat. Pro měřicí účely není potřeba koeficient uvažovat, protože se ve výsledku projeví jako změna odporu s danou veličinou, a tak pro účel sestavení NiTi snímače stačí definovat změnu odporu drátu s deformací a jako rezistivitu uvažovat počáteční ρ_0 , která byla vypočtena jako $\rho_0 = 86,113 \cdot 10^{-8} \Omega \cdot m$.

7 Snímání polohy pacienta na lůžku

Po zjištění základních elektrických i neelektrických parametrů NiTi vláken v senzorech je vhodné otestovat i jejich praktické využití. Tato práce se zaměřila na biomedicínskou aplikaci využití NiTi senzorů pro snímání polohy a případně pohybů pacienta na nemocničním lůžku. Cílem tohoto experimentu je zjistit, zda je tento typ snímačů pro aplikaci vhodný, jestli existují nějaké výhody a nevýhody použití, případně porovnat NiTi senzory s jinými principy snímání. Experiment probíhal v laboratořích CXI Technické univerzity v Liberci za použití patientského lůžka a NiTi senzorů typu Belt.

7.1 Použité senzory a jejich vlastnosti

Jak již bylo zmíněno, pro experimenty byly využity NiTi snímače typu Belt. Na obrázku (Obr. 19) je vyobrazen celý složený snímač tak, jak byl pro experiment použit. Na dalším obrázku (Obr. 20) je senzor rozložen na dvě základní části, svrchní pohyblivou a spodní pevnou část. Na pevné části jsou upevněna dvě NiTi vlákna (jediná smyčka), pod kterými se nachází zvlněná část senzoru, díky které dojde k deformaci vlákna. Svrchní pohyblivá část je složena z tvarovaných ohebných plíšků-pružin, které při měření doléhají na NiTi vlákna a tím je deformují. Podélná deformace (prodloužení vlákna) způsobuje změnu odporu, kterou je možné zaznamenávat. Pružný systém plíšku je důležitou částí senzoru, která tlumí působení nadměrně velkého tlaku na vlákno a při mechanickém přetížení nedojde ke zničení snímače. Vyšší hodnoty působícího tlaku zapříčiní menší deformaci, než kdyby systém pružný nebyl. Pro naši aplikaci je tato vlastnost klíčová, jelikož můžeme kvalitně snímat i pacienty s vyšší hmotností. Pro větší, než přínosné hmotnosti je v konstrukci senzoru doraz „U tvaru“ profilu, který je tvrdou hranicí maximální příčné deformace.



Obr. 19 Senzor Belt použitý v experimentu (Zdroj: autor)



Obr. 20 Dvě části senzoru a jeho pružný systém (Zdroj: autor)

Obecně je u odporových tenzometrů důležitým parametrem absolutní změna odporu ΔR , nominální odpor R a součinitel deformační citlivosti K . Vztah mezi nimi byl popsán v kapitole 4.1. Aby mohly být NiTi senzory adekvátně porovnávány s ostatními odporovými tenzometry, je potřeba tyto tři hodnoty znát. Většina kovových odporových tenzometrů je vyráběná ze slitin s hodnotou blízkou $K=2$ a jejich nominální odpor je obvykle 120, 350, 700 nebo 1000 Ω (Ripka Pavel et al., 2011).

Pro samotný drát jsou charakteristické hodnoty ΔR , R a K vypočteny z naměřených hodnot během experimentu „Změna elektrického odporu v závislosti na mechanickém

namáhání“ (viz kapitola 6.2). Při délce drátu $L=210$ mm bylo změřeno celkové protažení $\Delta L=19$ mm. Změna elektrického odporu při tomto protažení byla $\Delta R=45$ Ω při nominální (počáteční) hodnotě odporu $R=95$ Ω , přičemž použitý snímač byl tvořen jednou smyčkou obdenných vlastností a jeho nominální odpor byl 283 Ω . Po dosazení do vztahu (viz rovnice 6) získáme hodnotu pro součinitel deformační citlivosti K :

$$K = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta L}{L}} = \frac{\frac{45}{95}}{\frac{19}{210}} = 5,2 \quad (10)$$

Z výpočtu lze vidět, že hodnoty koeficientu K se pro odporové tenzometry a NiTi snímače tolik neliší, řádově se jedná o stejné hodnoty. Avšak zásadní rozdíl je ve změně elektrického odporu, kterou deformace senzoru vyvolá. Pokud bude uvažován typický nominální odpor kovového tenzometru $R=120$ Ω , deformační faktor $K=2$ typický pro kovové tenzometry a pružná deformace v rozsahu $\varepsilon=(10^{-6}$ až $10^{-3})$, můžeme dle předchozího vztahu (rovnice 6, 10) určit změnu odporu, kterou vyvolá deformace tenzometru (Cimbala, 2013):

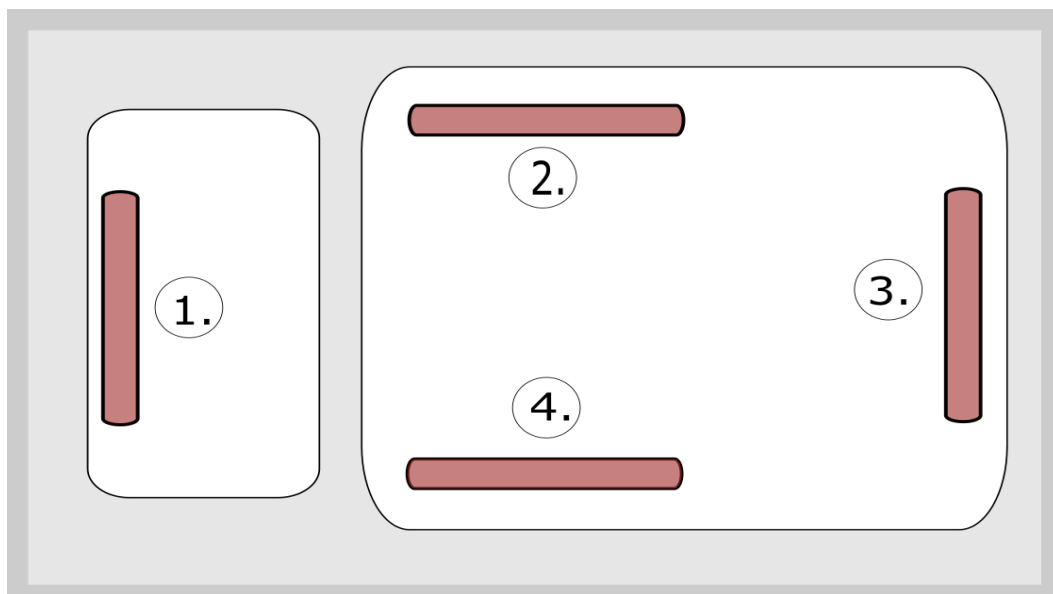
$$\Delta R = R \cdot K \cdot \varepsilon = 120 \cdot 2 \cdot (10^{-6} \div 10^{-3}) = 2,4 \cdot (10^{-4} \div 10^{-1}) \Omega \quad (11)$$

Uvedený výpočet je důkazem, že změny odporu kovových tenzometrů jsou velmi malé a je obtížné je běžnými ohmmetry změřit, což s sebou přináší další technologické problémy, případně náklady na měření. Pro NiTi vlákno však byla naměřena změna odporu $\Delta R=45$ Ω , což je řádově vyšší odpor, který nese hlavní výhodu ve snadnějším vyhodnocení a ve vysoké rozlišovací schopnosti NiTi senzorů. K citlivosti také přispívá schopnost deformace již při nízkých silách, kterou dokazuje měření závislosti síly na mechanickém namáhání (viz kapitola 6.4). Deformace je přitom zesílená samotnou konstrukcí senzorů typu Belt, pro kterou je ale zásadní využití NiTi vláken se superelastickými vlastnostmi. Vlákná z jiných materiálů by takovou deformaci nebyla schopna vydržet a došlo by k jejich zničení.

7.2 Provedení experimentu

Pro experiment bylo využito patientské lůžko spolu se čtyřmi NiTi senzory Belt, které byly popsány v předchozí kapitole. Snímače byly umístěné pod matrací

nemocničního lůžka a jejich rozložení je znázorněno na obrázku (Obr. 21). Toto rozložení bylo zvoleno z důvodu, aby bylo možné detekovat jak pohyb dolních a horních končetin tak pohyb hlavy.



Obr. 21 Schéma rozložení snímačů na patientském lůžku při experimentu (Zdroj: autor)

Díky zvolenému počtu senzorů je možné rozlišit 16 stavů, které odpovídají jednotlivým polohám pacienta na lůžku. Tyto stavy jsou společně s přiřazenými pozicemi pacienta popsány v tabulce (Tab. 8). Počet použitých čtyř snímačů podávajících informaci o šestnácti pozicích pacienta byl vyhodnocený jako dostatečný a adekvátní k prvotnímu výzkumu.

Tab. 8 Stavová tabulka pozic pacienta na lůžku

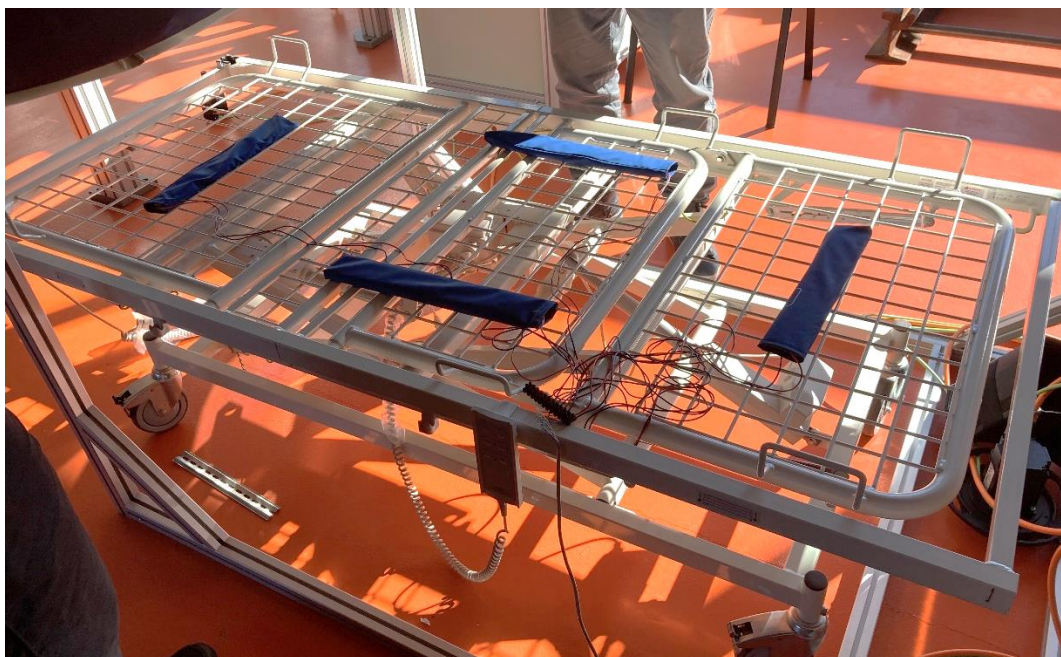
Stav	Snímač				Pozice pacienta
	1.	2.	3.	4.	
0	0	0	0	0	Pacient mimo lůžko
1	0	0	0	1	Pacient sedí na pravé části lůžka, s nohama svěřenými k zemi
2	0	0	1	0	Pacient sedí v přední části lůžka
3	0	0	1	1	Pacient sedí v pravé části lůžka s nohama svěřenými a opírá se o svou levou ruku
4	0	1	0	0	Pacient sedí na levé části lůžka, s nohama svěřenými k zemi
5	0	1	0	1	Pacient sedí s nohama svěřenými a opírá se ruce za zády

6	0	1	1	0	Pacient sedí v levé části lůžka s nohama svěřenými a opírá se o svou pravou ruku
7	0	1	1	1	Pacient leží na zádech se zvednutou hlavou
8	1	0	0	0	Pacient sedí v zadní části lůžka
9	1	0	0	1	Pacient leží na svém pravém boku s pokrčenými nohama v kolenou
10	1	0	1	0	Pacient leží na zádech s rukama ve vzduchu nebo přitisknutými u těla
11	1	0	1	1	Pacient leží na svém pravém boku
12	1	1	0	0	Pacient leží na svém levém boku s pokrčenými nohama v kolenou
13	1	1	0	1	Pacient leží na zádech se zvednutými/ pokrčenými nohama
14	1	1	1	0	Pacient leží na svém levém boku
15	1	1	1	1	Pacient leží na zádech s rukama od těla

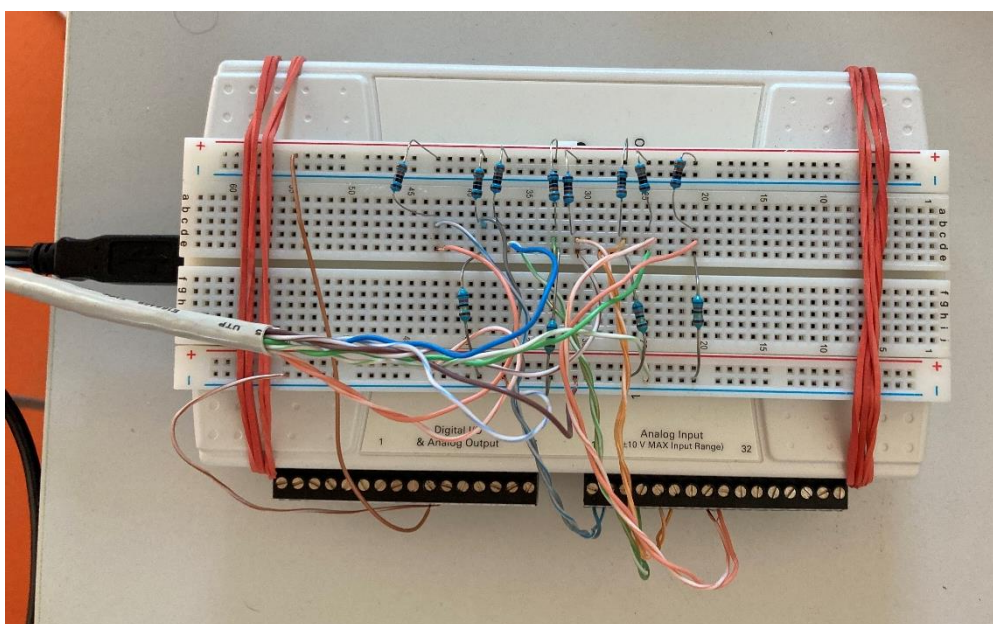
Dle uvedené tabulky byl vypracován program umožňující automatické zpracování dat s cílem získat v každém časovém okamžiku informaci o poloze pacienta na lůžku.

7.3 Průběh experimentu

Cílem tohoto experimentu bylo prokázat, zda jsou NiTi senzory vhodné pro aplikaci snímání polohy pacienta na nemocničním lůžku. Senzory byly umístěny pod matraci nemocničního lůžka (viz Obr. 22) a jejich rozmístění vycházelo z předem připraveného návrhu zobrazeného schematicky na obrázku (Obr. 21). Figurant položený na lůžko pak simuloval možné polohy na lůžku dle zadaných instrukcí. Signál ze snímačů byl přes měřicí obvod čtyř Wheatstoneových můstků pro každý snímač (viz Obr. 23) veden do počítače, kde byl dále vyhodnocován pomocí programu. Tento program byl vytvořen v rámci probíhajícího SGS projektu ve spolupráci s vedoucím práce Ing. Vojtěchem Lindauerem.



Obr. 22 Rozložení NiTi senzorů při experimentu (Zdroj: autor)

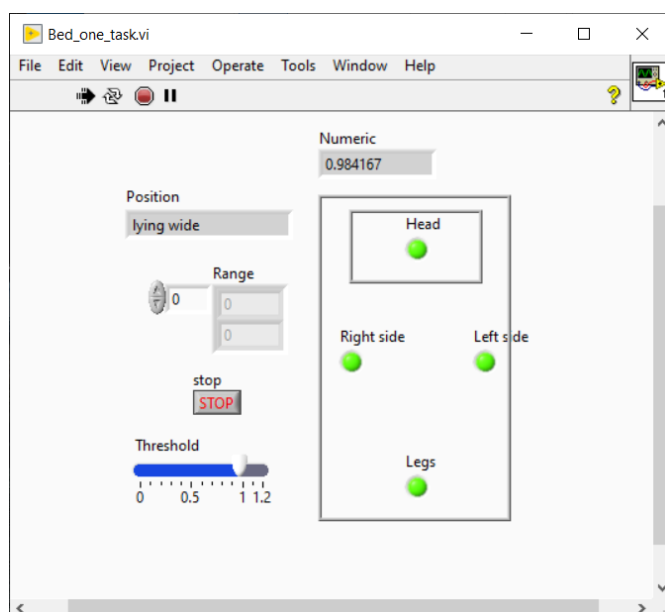


Obr. 23 Měřicí obvod experimentu monitorace polohy pacienta na lůžku (Zdroj: autor)

Program pro vyhodnocení měření byl realizován pomocí softwaru LabView a jeho schéma je zobrazeno na obrázku (viz Obr. 24). Měřenou veličinou je elektrické napětí (U [V]), měřené samostatně pro každý senzor mezi uzly vlastního Wheatstoneova můstku (1.). Naměřené napětí je pak porovnáváno s *thresholdem* (mezí hodnotou), který je pro všechny snímače v základní konfiguraci stejný a pohybuje se okolo 1 V (2.) (*threshold* lze upravovat dle potřeb). Po porovnání hodnot program vyhodnotí, zda je



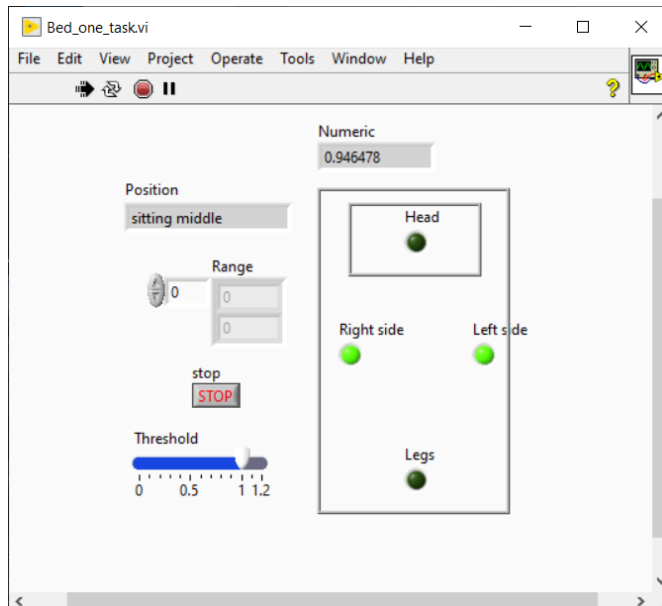
Obr. 25 Poloha v leže na zádech s rukama mírně od těla (Zdroj: autor)



Obr. 26 Poloha v leže na zádech vyhodnocená programem (Zdroj: autor)



Obr. 27 Poloha figuranta sedícího s nohama svěšenýma a opírající se rukama za zády
(Zdroj: autor)



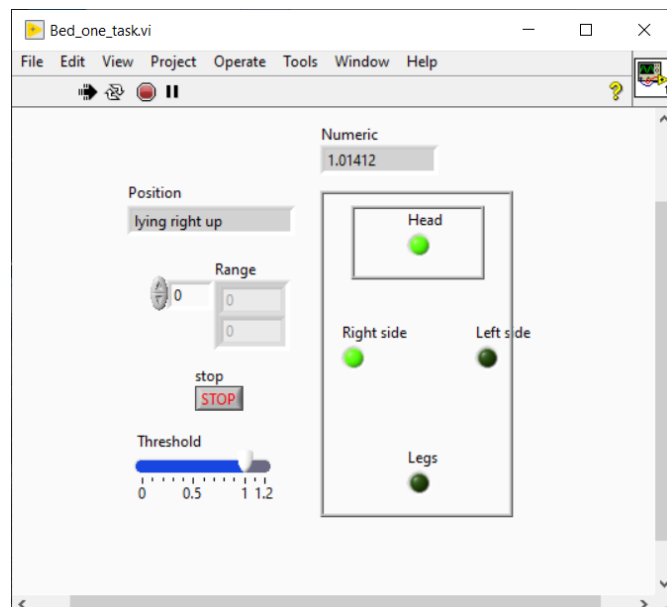
Obr. 28 Poloha sedu s opřením o ruce vyhodnocena programem (Zdroj: autor)

Figurant byl naveden do polohy simulující leh s pokrčenýma nohama, ležící na pravém boku. (viz Obr. 29). V této poloze byl signál zaznamenán na snímači č. 1 a č. 4.

Program vyhodnotil, že se jedná o stav č. 9 ze stavové tabulky a dokázal tak správně určit polohu figuranta na lůžku (viz Obr. 30).



Obr. 29 Poloha v leže na pravém boku s pokrčenýma nohama v kolenou (Zdroj: autor)

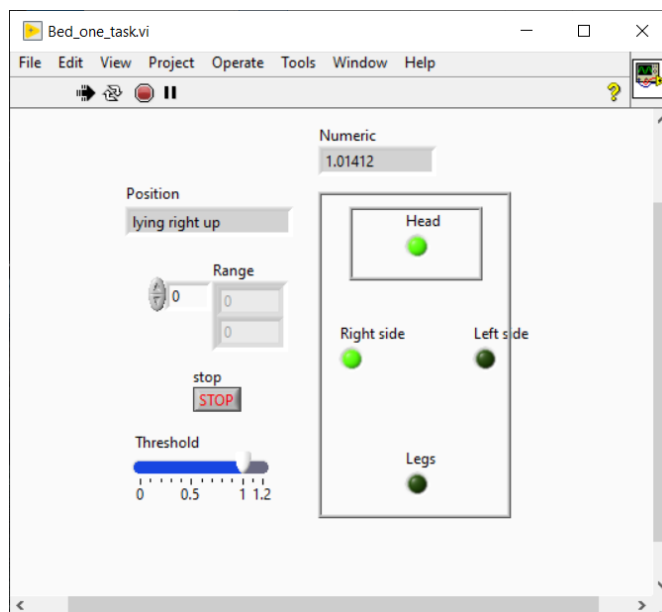


Obr. 30 Poloha v leže na pravém boku s pokrčenýma nohama v kolenou vyhodnocena programem (Zdroj: autor)

Polohu č. 9 ze stavové tabulky také program vyhodnotil v dalším případě (viz Obr. 32), avšak zde došlo k chybnému vyhodnocení. Jak je vidět na obrázku (viz Obr. 31) figurant seděl s nohama svěšenýma na pravé straně v horní části postele. Jelikož jeho váha působila na stejné snímače jako v předchozím případě (snímače č. 1 a č.4) program tento stav nesprávně vyhodnotil a přiřadil mu polohu „Pacient leží na svém pravém boku s pokrčenýma nohama v kolenou“. Tato chyba ukazuje na nedostatky řešení snímání polohy pacienta na lůžku. Jelikož na snímači vyhodnocují pouze dva stavy (0 nebo 1) existuje více variant, jak lze daného stavu dosáhnout. Zde je určitě prostor pro zlepšení tohoto řešení například zvýšením počtu a/nebo rozložením snímačů.



Obr. 31 Poloha sedu v horní části lůžka (Zdroj: autor)



Obr. 32 Programem nesprávně vyhodnocená poloha sedu v horní části lůžka (Zdroj: autor)

7.4 Jiné metody monitorace pacienta na lůžku

Monitorací pacienta ležícího na nemocničním lůžku se zabývá mnoho vědeckých či komerčních skupin. Motivace proč pacienta monitorovat se může lišit. Může to být sledování fyziologických funkcí či jeho polohy nebo pohybu za účelem prevence pádu z lůžka, jako prevence dekubitů aj. Diplomová práce se zabývá čistě snímáním poloh pacienta na lůžku NiTi senzory typu Belt. V následujícím textu je představeno několik dalších metod, kterými je možné pacientovu polohu případně pohyb monitorovat.

Systém sledování pohybu pacienta na lůžku

První systém prezentovaný v článku „In-bed Patients Behaviour Monitoring System,, sleduje chování pacienta na lůžku za účelem detekce pádu dříve, než k němu dojde. Pádu by také měla přecházet alarmová signalizace. Systém je složen z dvanácti různých senzorů, mezi kterými jsou tlakové senzory, akcelerometry na osách X a Y, kamera s konfigurací detekce pohybu a detektory vibrací. Na základě signálu ze snímačů je programem vyhodnocováno celkem šest různých poloh pacienta. Systém detekuje speciální polohy, které lze spojit s pokusem vstát z postele. Podle závěrů testování tohoto systému se podařilo ve všech případech správně detekovat přítomnost nebo nepřítomnost

pacienta na lůžku, má 80% spolehlivost při rozlišení, zda pacient sedí či leží, a v 65 % případech byl správně aktivován alarm při pádu pacienta. (Baustamante et al., 2008)

Systém INBED

INBED je systém, který se také zaměřuje na detekci opuštění a prevenci pádu z nemocničního lůžka. Systém se skládá ze tří částí, první je umístěna na tělo pacienta (konkrétně v oblasti stehna) a vysílá signál o poloze do sítě a dále do reléové centrální stanice, která signál vyhodnocuje. Část umístěná přímo na pacienta je tvořena z bezdrátových sensorových uzlů, které tvoří bezdrátovou sensorovou síť. Signál je pak zpracováván a vyhodnocován softwarem. Testování v závěru článku ukazuje, že systém lze využít ke spolehlivé detekci několika událostí, jako je odchod z lůžka, pád nebo neklid pacienta. (Jähne-Raden et al., 2019)

Monitorování polohy pomocí hloubkových senzorů

V tomto systému jsou k rozpoznávání polohy pacienta na nemocničním lůžku využívány hloubkové senzory Kinect. Hloubkové senzory pracují se zdrojem infračerveného záření a jeho snímačem. Snímač IR pak detekuje odražené záření od objektů před ním. Na základě nasnímaných dat je vytvořena hloubková mapa a je možné určit vzdálenost objektu od snímače. Díky tomuto principu segmentace obrazu je možné pozorovat aktivitu během dne i za špatných světelných podmínek (např. v noci), přičemž je zde zachována velká míra soukromí pacientů. Tato technika není pro monitorovaného pacienta nijak rušivá (nemusí mít na sobě žádné další senzory, dráty atd.). Algoritmus, který data vyhodnocuje je pak v případě pádu pacienta z nemocničního lůžka schopný spustit alarm. (Banerjee et al., 2014)

8 Závěr

Předkládaná diplomová práce se zabývá problematikou slitin s tvarovou pamětí, konkrétně slitiny niklu a titanu (NiTi). Slitiny s tvarovou pamětí vynikají mezi ostatními materiály svými jedinečnými vlastnostmi, kterými se zabývá především úvodní část teoretické části práce. Dílčím cílem práce byla literární rešerše materiálů s tvarovou pamětí se zaměřením na NiTi, které je věnován prostor v další kapitole teoretické části. Jsou zde popsány její fyzikální vlastnosti, výroba slitiny a možnosti jejího použití v medicíně. Vlákná ze slitiny NiTi byla v práci použita pro sestavení senzorů tlaku a/nebo síly, tzv. snímače typu Belt. Konstrukce a popis tohoto snímače je také součástí práce. Pro porovnání jsou zde také popsány základní principy snímání jiných tenzometrů společně s parametry snímání.

Hlavním cílem práce bylo zjistit elektrické a mechanické charakteristiky samotného NiTi vlákna použitého v Belt senzoru a v druhé fázi pak na základě předchozích zjištění navrhnout vhodnou biomedicínskou aplikaci senzorů. Charakteristikami měřenými na NiTi vláknech byla závislost elektrického odporu na prodloužení vlákna, závislost elektrického odporu na změně teploty, závislost působící síly na prodloužení vlákna a závislost elektrického odporu na působícím tlaku. Z naměřených hodnot pak byly vyhodnoceny charakteristické vlastnosti použitého vlákna.

Materiálovou konstantou, která charakterizuje odporové vlastnosti látek v závislosti na teplotě je rezistivita. Pro slitinu Ni-Ti je v literatuře její hodnota uváděna konkrétně pro austenitickou a martenzitickou teplotní fázi. Na základě provedených měření bylo však zjištěno, že rezistivita v tomto případě není lineární, ale mírně rostoucí. Tento jev je pravděpodobně způsoben změnami ve vnitřní struktuře NiTi vlákna, ke kterým dochází při jeho natahování. Během deformace tahem dochází ve vláknech, které je v austenické fázi k nukleaci martenzitických poruch. Poruchy se pak při stoupající deformaci drátem šíří a jsou doprovázeny všemi souvisejícími jevy popsány v kapitolách teoretické části (superelastická, pseudoplasticita, dvojčatění atd.). Právě díky těmto změnám je materiál schopen tolerovat deformace až do 10 %. Tento jev je pro běžné kovové materiály, užívané v tenzometrech, nedosažitelný, což je jeden z důvodů, proč je NiTi vlákno vhodné pro použití v senzorech tlaku a síly.

Z naměřených elektrických charakteristik vlákna byl také vypočítán součinitel deformační citlivosti senzoru, který měl sloužit k porovnání s ostatními odporovými tenzometry. Avšak uvedený výpočet ukázal řádově stejnou hodnotu Belt senzoru

i kovových tenzometrů. Zásadní rozdíl se při výpočtu ukázal ve změně elektrického odporu, kterou deformace senzoru vyvolá. Tato změna elektrického odporu byla při podobné deformaci (v řádu milimetrů) u NiTi senzoru o dva řády větší, což přináší velkou výhodu ve snadnějším snímání měřeného odporu a ve vysoké rozlišovací schopnosti. K velké citlivosti také přispívá schopnost deformace již při nízkých silách, kterou dokázalo měření závislosti síly na prodloužení vlákna. Deformace je přitom zesílená samotnou konstrukcí senzorů typu Belt. Pro tuto konstrukci je ale zásadní využití NiTi vláken se superelastickými vlastnostmi. Vlákná z jiných materiálů by takovou deformaci nebyla schopna vydržet a došlo by k jejich zničení.

Na základě zjištěných vlastností a parametrů NiTi vláken a Belt senzorů byla navrhována aplikace snímání polohy pacienta na nemocničním lůžku. Byl proveden návrh počtu a umístění senzorů. Využity byly čtyři senzory umístěné pod matraci lůžka, ze kterých bylo možné vyhodnotit celkem šestnáct různých poloh. Na základě návrhů byl implementován program, který ze snímaných signálů vyhodnocoval, ve které ze šestnácti poloh se zrovna osoba na lůžku nachází. Toto snímání se ukázalo jako funkční, ale při testování byly objeveny některé nedostatky. Jelikož program pracuje pouze s nastavenou prahovou hodnotou snímání, tedy vyhodnocuje pouze dva stavy (0 nebo 1) na snímači, tak existuje více variant, jak lze daného stavu dosáhnout. Zde je určitě prostor pro zlepšení tohoto řešení například zaměřením na citlivost snímačů, zvýšením počtu a/nebo rozložení snímačů.

Na diplomovou práci by se v budoucnu dalo navázat zaměřením na vylepšení vyhodnocování snímaného signálu. Při analogovém snímání by bylo možné z daného signálu získat větší množství informací. Například by byla detekovatelná dechová aktivita osoby na lůžku. Výsledky práce byly použity pro účely SGS projektu a budou publikovány na konferenci ECMSM.

Seznam použité literatury

ACKERMANN, Michal. 2015. *Fatigue Properties of Shape Memory Alloys with Regard to Their Use in Medicine: Únavové vlastnosti slitin s tvarovou pamětí s ohledem na jejich využití v medicíně*. Liberec. Disertační práce. Technická univerzita v Liberci.

Dostupné také z:

<https://knihovna-opac.tul.cz/media-viewer?rootDirectory=87824#!?file=115618>

AMIN Samir a Ali HASSAN. 2018. Experimental and Finite Elements Analysis Study of Warming Effect on Deboned Force for Embedded NiTiNol Wire into Linear Low Density Polyethylene. *Al-Khwarizmi Engineering Journal*. **14**(4), 1-8. DOI

10.22153/kej.2018.03.005. Dostupné také z:

https://www.researchgate.net/publication/332346281_Experimental_and_Finite_Elements_Analysis_Study_of_Warming_Effect_on_Deboned_Force_for_Embedded_NiTiNol_Wire_into_Linear_Low_Density_Polyethylene

BANERJEE Tanvi et al. 2014. Monitoring patients in hospital beds using unobtrusive depth sensors. *36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. **2014**(1), 5904-5907. DOI

10.1109/EMBC.2014.6944972. Dostupné také z:

https://www.researchgate.net/publication/270660943_Monitoring_patients_in_hospital_beds_using_unobtrusive_depth_sensors

BUSTAMANTE Paul et al. 2008. In-bed Patients Behaviour Monitoring System. *Proceedings-International Conference on Biocomputation, Bioinformatics, and Biomedical Technologies, BIOTECHNO 2008*. **2008**(6), 1-6. DOI

10.1109/BIOTECHNO.2008.33. Dostupné také z:

<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/4561125>

CASTANY, Philippe et al. 2016. Deformation Mechanisms and Biocompatibility of the Superelastic Ti–23Nb–0.7Ta–2Zr–0.5N Alloy. *Shape Memory and Superelasticity*. **2**(1), 18-28. ISSN 2199-384X. Dostupné také z:

<https://link.springer.com/article/10.1007/s40830-016-0057-0>

CIMBALA M. John. 2013. Stress, Strain, and Strain Gages. PennState College of Engineering: Mechanical Engineering [online]. PennState College of engineering [cit. 2021-03-16]. Dostupné z:

https://www.me.psu.edu/cimbala/me345/Lectures/Strain_gages.pdf

ĐAĐO, Stanislav a Marcel KREIDL. 1996. *Senzory a měřicí obvody*. Praha: ČVUT. ISBN 80-01-01500-9.

FU C. H. et al. 2014. Austenite–martensite phase transformation of biomedical Nitinol by ball burnishing. *Journal of Materials Processing Technology*. **2014** (214), 3122-3130. ISSN 0924-0136. Dostupné také z:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924013614002787?via%3Dihub>

FRADEN, Jacob. 2016. *Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications*. 5th ed. Cham: Springer. ISBN 978-3-319-19302-1.

- GUSAROV Boris. 2015. PVDF piezoelectric polymers: characterization and application to thermal energy harvesting. *Universit'e Grenoble Alpes*. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/286628119_PVDF_piezoelectric_polymers_characterization_and_application_to_thermal_energy_harvesting
- HELLER Luděk et al. 2014. *Snímač tlaku a/nebo síly* [patent]. Technická univerzita v Liberci a Fyzikální ústav AV ČR, udělen 2014-12-17. CZ 304873 B6.
- INÁCIO L. Patrick et al. 2020. Production and characterization of functionally graded NiTi shape memory alloys by Joule effect. *Journal of Materials Processing Technology*. **30**(11). ISSN 0924-0136. Dostupné také z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S092401362030217X>
- JÄHNE-RADEN, Nico et al. 2019. INBED: A Highly Specialized System for Bed-Exit-Detection and Fall Prevention on a Geriatric Ward. *Sensors*. **19**(5), 1017. DOI 10.3390/s19051017. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/331394906_INBED_A_Highly_Specialized_System_for_Bed-Exit-Detection_and_Fall_Prevention_on_a_Geriatric_Ward
- JOHNSON David A. 2003. Introduction to Shape Memory Alloys. TINI ALLOY COMPANY. *TiNi Alloy Company: Shape Memory Alloy Microdevices* [online]. San Leandro: TiNi Alloy Company [cit. 2021-03-16]. Dostupné z: <http://www.tinialloy.com/intro.htm>
- KHALIL Heidi F. 2009. *Changes in the mechanical behavior of Nitinol following variations of heat treatment duration and temperature*. Georgia: Thesis. Georgia Institute of Technology.
- LAGOUDAS C. Dimitris, ed. 2008. *Shape memory alloys: modeling and engineering applications*. New York: Springer. ISBN 978-0-387-47684-1.
- LEARY Martin et al. 2014. A review of shape memory alloy research, applications and opportunities. *Materials and Design*. **34**(56), 1078-1113. ISSN 0264-1275. Dostupné také z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0261306913011345>
- LENFELD Petr. 2009. Schéma pružné (elastické) deformace a schéma dvojčatění [online obrázek]. In: *Katedra tváření kovů a plastů- skripta* [online]. [Cit. 2020-11-14]. Dostupné z: http://www.ksp.tul.cz/cz/kpt/obsah/vyuka/skripta_tkp/sekce/01.htm
- MATES Martin et al. 2010. Zobrazení septálních okludérů při trojrozměrné jícnové echokardiografii v reálném čase. *Intervenční a akutní kardiologie*. **9**(4), 212-214. ISSN 1803-5302. Dostupné také z: <https://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2010/04/10.pdf>
- SEDLÁK, Bedřich a Ivan ŠTOLL. 2002. *Elektřina a magnetismus*. 2. vyd. Praha: Academia. ISBN 80-200-1004-1.
- STOECKEL Dieter a Weikang YU. 1991. Superelastic Ni-Ti Wire: The transformational superelasticity in Ni- Ti wire is about ten times higher than the elasticity in ordinary materials. *Wire Journal International*. **10** (3), 45-50. ISSN 0277-4275. Dostupné také z: <https://confluentmedical.com/wp-content/uploads/references/056.pdf>

SUN, Qingping et al., eds. 2017. *Advances in Shape Memory Materials*. Springer: In Commemoration of the Retirement of Professor Hisaaki Tobushi. Switzerland: Springer. ISBN 978-3-319-53305-6.

PILCH Jan. 2011. *Studium funkčních vlastností tenkých vláken NiTi pro aplikace v smart strukturách a textiliích*. Brno. Dizertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství.

RIPKA, Pavel a Alois TIPEK eds. 2007. *Modern sensors handbook*. London: ISTE. Instrumentation and measurement series. ISBN 978-1-905209-66-8.

RIPKA, Pavel et al. *Senzory a převodníky*. 2011. 2. vyd. Praha: ČVUT. ISBN 978-80-01-04696-8.

VOJÁČEK Antonín. 2017. Odporové tenzometry-princip, provedení, použití, historie. *Automatizace.hw.cz* [online]. Praha: HW server, 2017-03-19 [cit. 2021-03-01]. Dostupné z: <https://automatizace.hw.cz/foliove-odporove-tenzometry-princip-provedeni-pouziti-historie.html>

What You Need To Know About A Heart Stent [online obrázek]. 2016. In: *Central Georgia Heart and Vein Center* [cit. 2021-02-02]. Dostupné z: <https://centralgaheart.com/need-know-heart-stent/>

YAMAUCHI Kiyoshi et al., eds. 2011. *Shape Memory and Superelastic Alloys*. Cambridge: Woodhead Publishing Limited. ISBN 978-1-84569-707-5

YOUSEFIAN, Reza, Michael A KIA a Mehrdad H ZADEH. 2015. Sensorless resistive-based control of shape memory alloy actuators in locking mechanism. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*. **26**(4), 450-462. ISSN 1045-389X. Dostupné také z: <https://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.889.2292&rep=rep1&type=pdf>

Seznam tabulek

Tabulka 1 Základní fyzikální vlastnosti NiTi.....	21
Tabulka 2 Naměřené hodnoty závislost odpor-protažení.....	38
Tabulka 3 Naměřené hodnoty závislosti odpor-teplota, vzestupné měření.....	40
Tabulka 4 Naměřené hodnoty závislosti odpor-teplota, sestupné měření.....	40
Tabulka 5 Naměřené hodnoty závislosti síla/odpor-prodloužení, vzestupné měření.....	43
Tabulka 6 Naměřené hodnoty závislosti síla/odpor-prodloužení, sestupné měření.....	43
Tabulka 7 Naměřené a vypočtené hodnoty měření závislosti odpor-tlak.....	46
Tabulka 8 Stavová tabulka pozic pacienta na lůžku.....	52

Seznam grafů

Graf 1 Závislost elektrického odporu na změně prodloužení vlákna	38
Graf 2 Závislost elektrického odporu na změně teploty	40
Graf 3 Závislost síly na změně prodloužení vlákna.....	43
Graf 4 Závislost elektrického odporu na změně prodloužení, při měření síly.....	44
Graf 5 Závislost elektrického odporu na změně tlaku	46
Graf 6 Rezistivita v závislosti na prodloužení	47

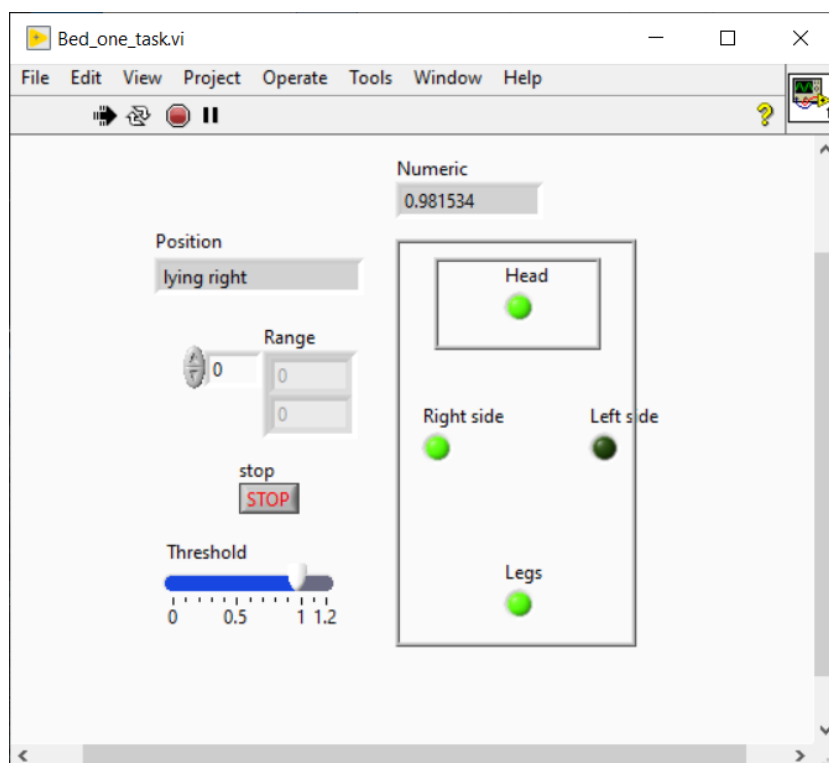
Seznam příloh

Příloha A Fotografie snímání polohy spolu se snímky programu

Příloha A Fotografie snímání polohy spolu se snímkem programu



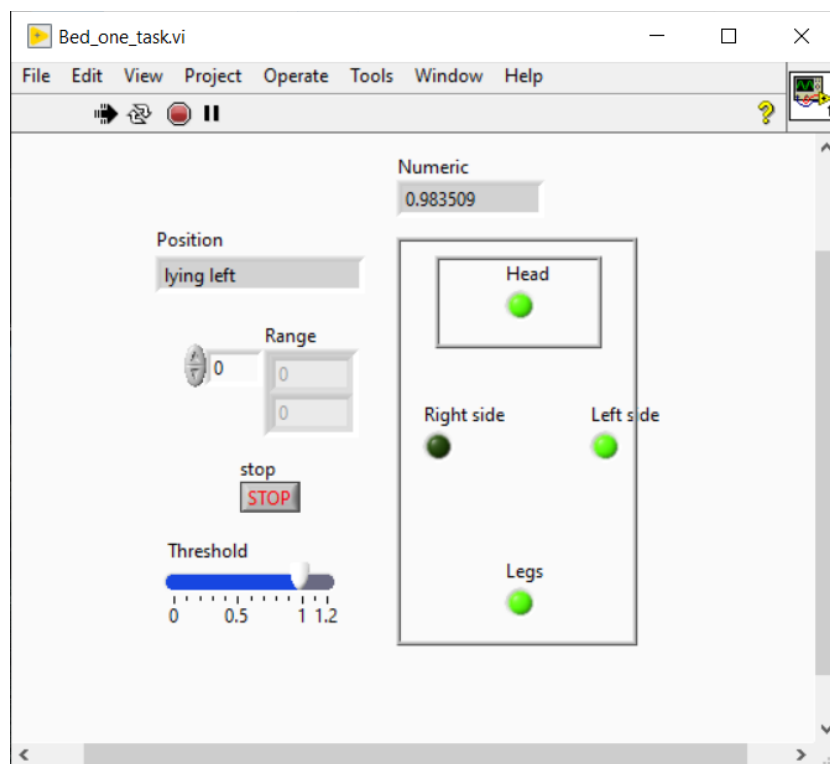
Obr. 1 Poloha v leže na pravém boku (Zdroj: autor)



Obr. 2 Poloha v leže na pravém boku vyhodnocen programem (Zdroj: autor)



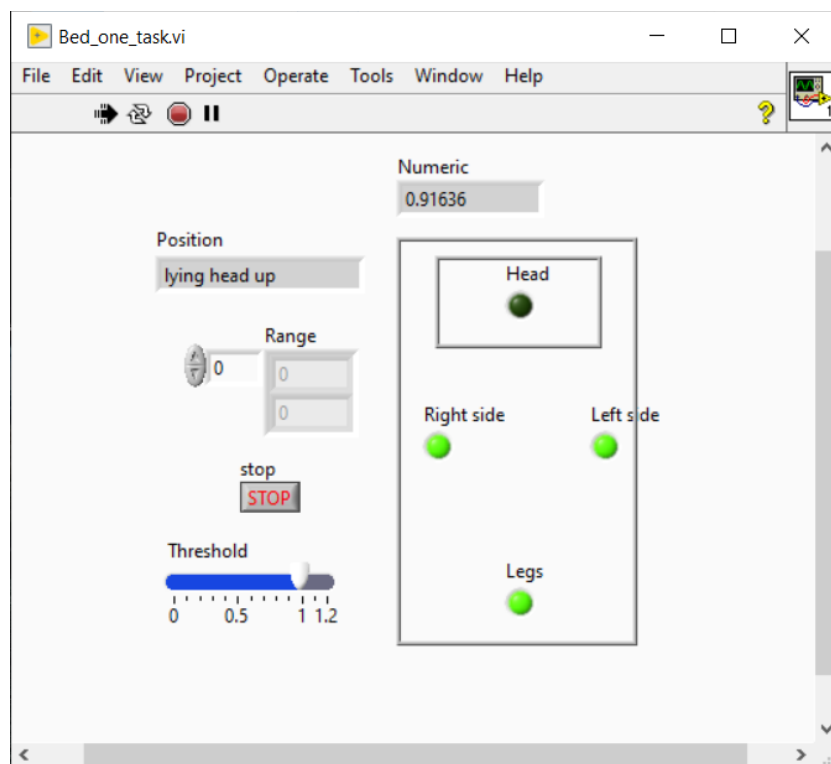
Obr. 3 Poloha v leže na levém boku (Zdroj: autor)



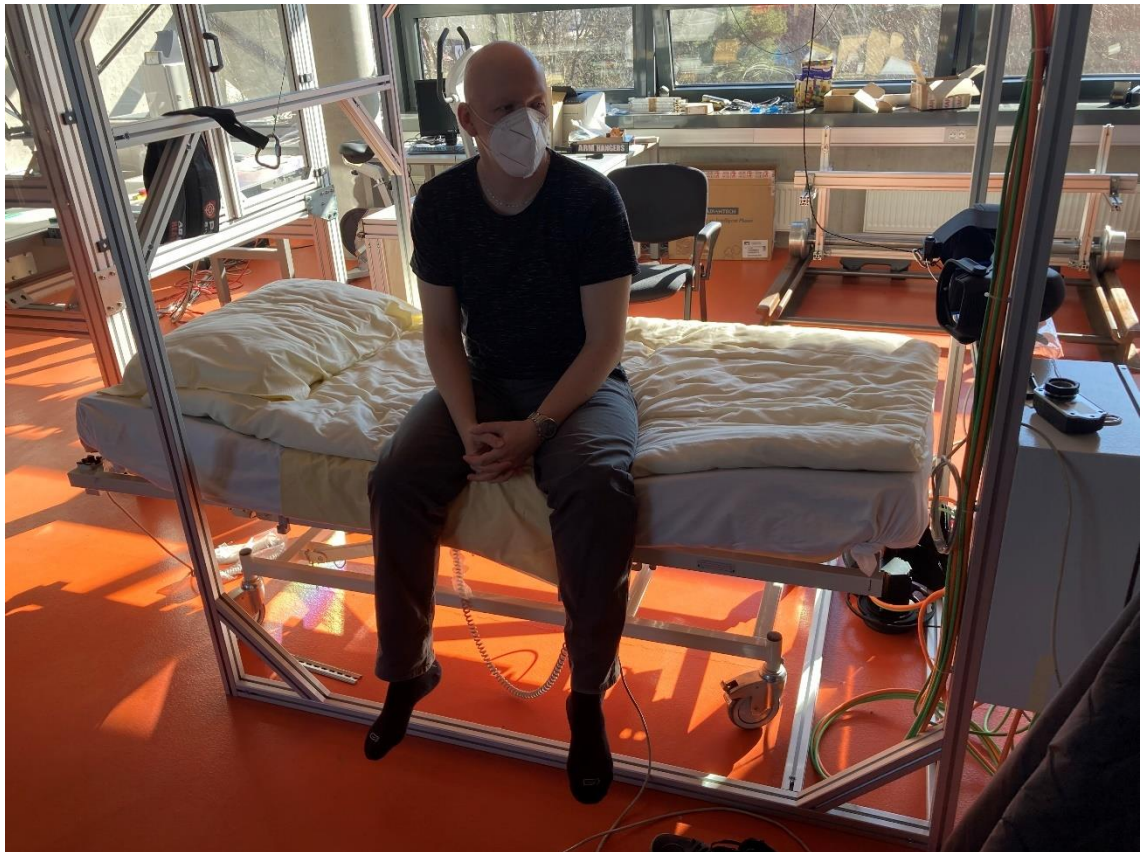
Obr. 4 Poloha v leže na levém boku vyhodnocena programem (Zdroj: autor)



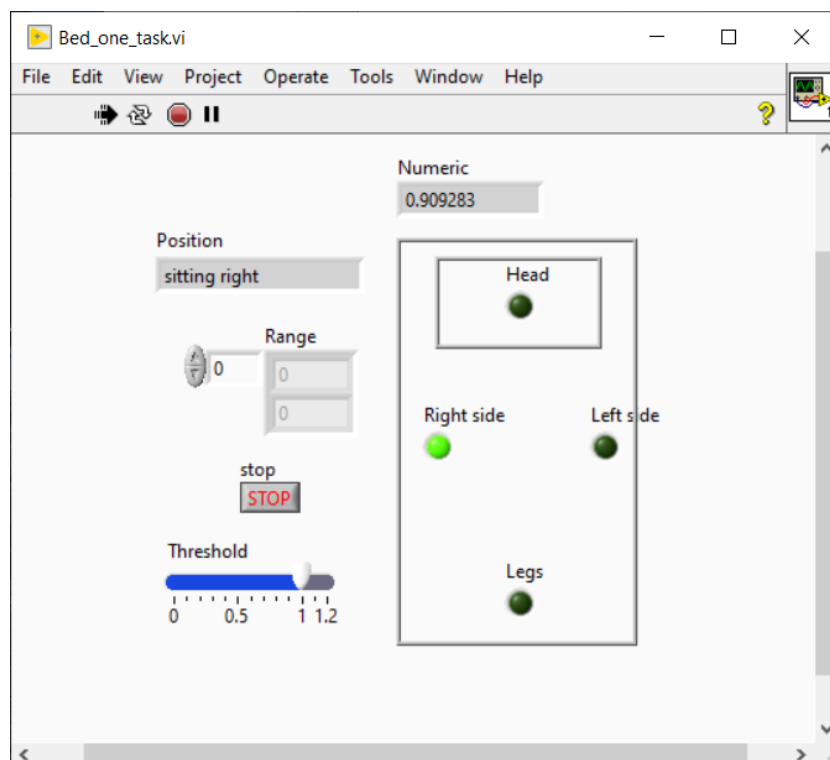
Obr. 5 Figurant sedící na lůžku s nohama nataženými před tělem (Zdroj: autor)



Obr. 6 Nesprávně vyhodnocená poloha sedícího pacienta z důvodu možnosti více variant pro jeden programovaný stav snímačů (Zdroj: autor)



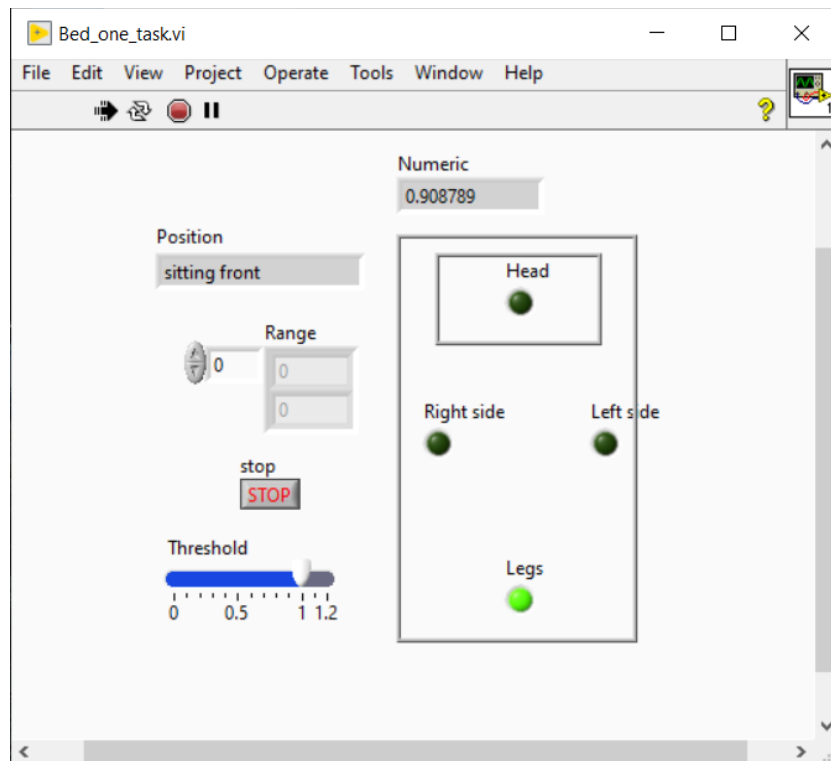
Obr. 7 Poloha figuranta sedícího s nohama svěšenýma z postele na pravé straně (Zdroj: autor)



Obr. 8 Poloha sedu na pravé straně lůžka vyhodnocena programem (Zdroj: autor)



Obr. 9 Poloha figuranta sedícího v tureckém sedu v přední části lůžka (Zdroj: autor)



Obr. 10 Poloha sedu v přední části postele vyhodnocena programem (Zdroj: autor)