



MOŽNOSTI VYUŽITÍ MONITOROVACÍHO SYSTÉMU PACIENTA S NIKL-TITAN SENZORY

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika
Autor práce: **Eliška Hynková**
Vedoucí práce: prof. Ing. Aleš Richter, CSc.





TECHNICAL UNIVERSITY OF LIBEREC

Institute of Health Studies



POSSIBILITIES OF USING THE PATIENT MONITORING SYSTEM WITH NICKEL- TITANIUM SENSORS

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology

Author: **Eliška Hynková**
Supervisor: prof. Ing. Aleš Richter, CSc.



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Eliška Hynková**
Osobní číslo: **Z11000004**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Možnosti využití monitorovacího systému pacienta Nikl-Titan senzor**
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

Provést rešerši statických a dynamických senzorů používaných v běžné praxi a jejich použití v biomechanice.

Seznámit se s technikami zpracování výstupního signálu z tlakových čidel na principu Nikl-Titan senzorů vyvinutých v laboratořích CXI na Technické univerzitě v Liberci.

Zjistit anatomické předpoklady dlouhodobě ležících pacientů, zatěžovací charakteristiky senzorů a rozložení senzorů na lůžku.

Navrhnout optimální rozložení senzorů na lůžku podle anatomických dispozic pacientů.

Provést pomocí simulace s figuranty vhodnost rozložení senzorů.

Teoretická východiska:

Základní principy senzorů (piezoelektrický, elektrodynamický, elektromagnetický, odporový, atd.), které principy jsou nebo nejsou vhodné pro dané měření.

Anatomické předpoklady pacientů.

Technická univerzita v Liberci vytvořila Nikl-Titan senzor, který bude umístován do pacientského lůžka. Z výstupních dat tohoto zařízení bude možné například detekovat změnu polohy pacienta.

Výzkumné otázky:

Jaké má monitorovací systém pacienta Nikl-Titan senzor uplatnění?

Jaké jsou jeho možnosti monitorace pacienta?

Má tento senzor nějaká omezení použití?

Metoda:

Běžné postupy v technické kybernetice při verifikaci soustavy a modelů.

Teoreticko-výzkumná práce. Řízený experiment.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Metodou kvantitativního výzkumu bude realizace srovnávacího experimentu.

Místo a čas realizace výzkumu:

Experiment bude probíhat v laboratoři robotiky CXI na budově L Technické univerzity Liberec a to od prosince 2013 do února 2014.

Vzorek:

Studentka definuje skupinu figurantů s odlišnými anatomickými předpoklady. Ověřování ve spolupráci s UZS s Bc. Petrou Podrazilovou, DiS.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:


Výzkumné zprávy projektu MPO BIOS (LINET) FR-TI 3/751 Biometrické signály v ošetrovatelské praxi (2011-2013) RIPKA, P. Senzory a převodníky. 2. vyd., ČVUT, Praha, 2011, ISBN 978-80-01-04696-8 KREIDL, M., ŠMÍD, R. Technická diagnostika. Senzory - metody - analýza signálu. BEN - technická literatura, 2006. 406 s. ISBN 80-7300-158-6. POSPÍŠILOVÁ, B., PROCHÁZKOVÁ, O. Anatomie pro bakaláře. TUL, 2010. ISBN 80-73-72675-0 MOUREK, J. Fyziologie - Učebnice pro studenty zdravotnických oborů. Praha Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3918-2 RIPKA, P., TIPE, A. Master Book on Sensors Part A. BEN - technická literatura, 2008. ISBN 80-7300-129-2 RIPKA, P., TIPE, A. Master Book on Sensors Part B. BEN - technická literatura, 2008. ISBN 80-7300-129-2 KOUTNÝ, P. Relativní snímač polohy, Brno, 2013. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií HLAVÁČ, V., SEDLÁČEK, M. Zpracování signálů a obrazů, ČVUT, Praha, 2009, ISBN 80-01-02114-9 ROZMAN, J. Elektronické přístroje v lékařství, Academia, Praha, 2008, ISBN 80-200-1308-3 BARTUŇKOVÁ, S. Fyziologie člověka a tělesných cvičení - Učební texty pro studenty fyzioterapie a studia Tělesná a pracovní výchova zdravotně postižených, Karolinum, Praha, 2010, ISBN 9788024618173

Vedoucí bakalářské práce: prof. Ing. Aleš Richter, CSc.


Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání bakalářské práce: 12. září 2013

Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2014


prof. Dr. Ing. Zdeněk Kús
rektor




Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 28. února 2014

Studentka
Eliška HYNKOVÁ
Z11000004
Na Sídlišti 477
387 73 BAVOROV

Vyřizuje: Zuzana Janošíková / 485 353 762


V Liberci dne 7. května 2014
č.j.: 14/8515/017799-02

Vyjádření k žádosti o ponechání tématu a prodloužení termínu odevzdání bakalářské práce

Vážená studentko,

na základě Vaší žádosti ze dne 29. 4. 2014, zaevidované pod č.j.: 14/8515/017799-01, Vám sděluji, že **souhlasím** s ponecháním tématu „Možnosti využití monitorovacího systému pacienta Nikl – Titan senzor“ a prodloužením termínu odevzdání bakalářské práce do 30. 6. 2015.

S pozdravem


Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

Technická univerzita v Liberci
Ústav zdravotnických studií
Studentská 2, 461 17 Liberec I



Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, 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 (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

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

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 29.4.2015

Podpis: 

Poděkování

Tímto bych ráda poděkovala vedoucímu bakalářské práce prof. Ing. Aleši Richterovi, CSc. za cenné rady, připomínky a metodické vedení, které mi pomohly při řešení práce. Děkuji rovněž celé své rodině za podporu po celou dobu mého studia.

Abstrakt

Název bakalářské práce: Možnosti využití monitorovacího systému pacienta s Nikl-Titan senzory

Cíle práce: Cílem práce bylo zjistit zátěžové charakteristiky nikl-titan senzorů vyvinutých v laboratořích CXI na Technické univerzitě v Liberci, navrhnout jejich optimální rozložení na lůžku a najít jednoduché a levné řešení pro ošetřovatelství. Z tohoto důvodu byly použity pouze dva senzory jako nejmenší možný počet.

Metodika: K získání potřebných informací byl zvolen kvantitativní výzkum technikou realizace řízeného experimentu. Před začátkem každého experimentu byli respondenti seznámeni s tím, že jejich anonymita bude zachována, budou dodržována pravidla lékařského etického kodexu a veškeré získané informace budou použity pouze pro potřebu této bakalářské práce. Zároveň byli respondenti obeznámeni, že uvedený systém není připojen na tělo pacienta a pracuje s bezpečným napětím. Výzkumné šetření probíhalo v období prosinec 2013 – únor 2014.

Výsledky: V případech, kdy měl uživatel vyšší váhu, senzor číslo 1 vykazoval známky přetížení. Jednalo se o oblasti hrudníku, kdy zátěž na senzor byla větší, než byl schopen objektivně zaznamenat. Křivkou na grafu pak byla pouze rovná čára, což by znamenalo, že pacient nedýchá. Po upravení polohy čidla probíhalo měření v pořádku. Senzor číslo 2 byl citlivější a pracoval bez chyb. Při dlouhodobém sledování by měl být senzor umístěn tak, aby neležel na zlomu dvou sousedících částí polohovacího lůžka nebo aby se s postupem času na tento zlom nepřemístil. Mohlo by dojít k přetížení senzorů, nebo dokonce k jejich poškození.

Závěr: Z hlediska přínosu ve zdravotnictví se jedná o vylepšení poskytovaných služeb, zvýšení ochrany pacienta a snadnější kontrolu pro zdravotnický personál. Získané informace z této bakalářské práce by mohly být užitečné pro další vývoj a vylepšení tohoto monitorovacího systému.

Klíčová slova

monitorovací systém pacienta, páskový, plošný detektor tlaku, pohyb pacienta na lůžku, tlakové čidlo, senzor

Abstract

Thesis title: Possibilities of using the patient monitoring system with nickel-titanium sensors

The aim of the thesis: The aim of the thesis was to examine the load characteristics of nickel titanium sensors developed by CXI Laboratories of the Technical University in Liberec, to propose their optimum distribution on the bed and to find a simple and cheap solution for nursing care. This is why only two sensors were used as the lowest possible number.

Methodology: Quantitative research, the technique of controlled experiment was chosen to obtain the required information. Before start of each experiment the respondents were informed that their anonymity would be respected, the ethic code rules would be adhered to, and that all the obtained information would only be used for the purpose of the bachelor thesis. The respondents were also informed that the system was not connected to patient's body and it worked with safe voltage. The research was performed from December 2013 to February 2014.

Results: In the instances when a patient had higher weight, sensor No. 1 showed signs of overloading. It was in the chest area where the load on the sensor was higher than it was able to record objectively. The graph curve changed to a straight line, which would mean that the patient was not breathing. After adjustment of the sensor position the measurement was correct. Sensor No. 2 was more sensitive and worked faultlessly. For long-term monitoring the sensor should not be located on the edge of two adjacent parts of an adjustable bed or should not be gradually pushed to this place. The sensor might be overloaded or even damaged.

Conclusion: From the point of view of contribution to health care this leads to improvement of the services provided, improvement of patient safety and easier control for healthcare staff. The information obtained from this bachelor thesis can be useful for further development and improvement of this monitoring system.

Key words

patient monitoring system, belt, square pressure detector, patient movement in bed, pressure sensor, sensor

Obsah

Seznam použitých zkratk	14
Seznam použitých symbolů	14
Úvod	15
1 Senzor	16
1.1. Definice senzoru.....	16
1.2. Funkce senzoru.....	16
1.3. Princip senzoru.....	16
1.4. Základní požadavky kladené na senzor.....	16
1.5. Inteligentní senzor	17
1.6. Technologie výroby	17
1.6.1. Tenkovrstvá technologie.....	17
1.6.2. Tlustovrstvá technologie.....	17
1.7. Měřicí řetězec	17
1.8. Základní parametry senzorů.....	17
1.9. Statické vlastnosti senzorů	18
1.10. Dynamické vlastnosti senzorů.....	18
2 Piezoelektrický senzor	19
2.1. Piezoelektrický jev	19
2.2. Curieova teplota	19
2.3. Piezoelektrický senzor	19
3 Elektromagnetický senzor	20
3.1. Elektromagnetická indukce.....	20
3.2. Elektromagnetický senzor.....	20
4 Odporový senzor	21
4.1. Elektrický odpor.....	21
4.2. Odporový senzor	21
5 Páskový, plošný detektor tlaku	22
5.1. Martenzitická transformace.....	22
5.2. Princip detektoru	22
5.3. Technické provedení	22

5.4.	Senzory na principu slitin.....	23
5.5.	Základní charakteristika systému	24
5.6.	Snímač typu Belt	24
5.7.	Zpracování dat.....	26
5.8.	Elektronické provedení	26
6	Vlastní měření	28
6.1.	Úvod.....	28
6.2.	Seznam figurantů	29
6.3.	Typy lůžek.....	33
6.3.1.	Lůžko Eloflex	34
6.3.2.	Lůžko Casa Classic Light	35
6.3.3.	Lůžko PLN-N85-T.....	36
6.3.4.	Lůžko Eleganza 2.....	37
6.4.	Ventilace plic	38
6.5.	Shrnutí měření.....	38
6.5.1.	Způsob zpracování dat	39
6.5.2.	Záznam dechové aktivity	40
6.5.3.	Záznam kašle	42
6.5.4.	Záznam změny polohy ze zad na bok.....	44
6.5.5.	Záznam pacienta opírajícího se o ruku	46
6.5.6.	Záznam změny polohy dolních končetin	47
6.5.7.	Záznam dechové aktivity těsně po námaze.....	49
6.5.8.	Záznam změny polohy horních končetin.....	51
6.6.	Technické zhodnocení.....	53
7	Závěr.....	55
	Použitá literatura	57
	Seznam obrázků.....	59
	Seznam tabulek	59
	Seznam grafů.....	59
	Seznam příloh	60

Seznam použitých zkratk

CSP	Centrum sociální pomoci Vodňany
PSP	pracovník v sociálních službách
A/Č	analogově číslicový převodník
NYHA	hodnocení srdečního selhání na základě míry funkčního postižení vypracována <i>New York Heart Association</i>
M	muž
Ž	žena
dgt	digit (část 13 bitového dělení)

Seznam použitých symbolů

ρ	rezistivita, měrný elektrický odpor [$\Omega \cdot m$]
l	délka vodiče [m]
S	průřez vodičem [m^2]
A	kóta vzdálenosti figuranta od středu hlavy po ramena
B	kóta vzdálenosti figuranta mezi rameny a sponou stydké kosti
C	kóta výšky figuranta
a	kóta vzdálenosti prvního senzoru od horního okraje lůžka
b	kóta vzdálenosti mezi senzory
c	kóta vzdálenosti senzorů od bočního okraje lůžka

Úvod

Seniorů přibývá. Stárnutí je přirozený proces, o kterém se učí již děti na základní škole. Někteří z nich mají to štěstí, že se o ně jejich rodina dokáže a umí postarat. Ale většina z nich je odkázána na různá zařízení, domovy, hospice atd.

Právě takovou organizací je Centrum sociální pomoci ve Vodňanech, kde se občanům poskytují sociální, zdravotní a jiné služby. Domov pro seniory má umístění pro 80 klientů. V poměru k tomu Centrum zaměstnává 7 sester a 17 pracovníků v sociálních službách (PSP). V jedné dvanáctihodinové směně pracuje jedna sestra a osm PSP, což je žalostně málo. Bohužel to znamená, že sestra nebo ošetřovatelka nemůže být všude a pořád. Neexistuje situace, že by se ve státních zařízeních starala jedna sestra o jednoho klienta. Není ani možné, aby se během jedné směny personál staral o všechny klienty najednou.

Proto inženýři na Technické univerzitě v Liberci vyvinuli nikl – titanový senzor. Byl uzpůsoben k tomu, aby hlídal dechovou frekvenci klienta. Tento detektor se instaluje pod matraci, neměl by tedy přijít do styku s pacientem. Po vložení pod matraci není ani patrná žádná vyvýšenina, takže komfort pacienta se tímto způsobem nenaruší. Senzor tak může sledovat pravidelnost dechu, zatímco klient dále nerušeně pokračuje ve své činnosti.

Značně by se tím ulehčilo práci sester a ošetřovatelů. Nebylo by nutné stále kontrolovat klienty a tím rušit jejich klid. V těchto zařízeních bývají lidé, kteří se o sebe většinou neumějí postarat sami a jsou odkázáni na pomoc druhých, např. jsou upoutáni na lůžko nebo jsou dementní. Bohužel ani pády nejsou v těchto případech výjimkou. Senzor by tedy sledoval pravidelnost dechu, a pokud by došlo k negativní změně, objevil by se problém na monitoru. Sestra nebo přímý obslužný personál by se hned dozvěděly, že něco není v pořádku. Tímto systémem se ještě více zkvalitní a zrychlí péče o klienty.

Cílem této práce je tedy seznámení s technikami zpracování výstupního signálu z tlakových čidel, zjištění zatěžovací charakteristiky senzorů a jejich optimální rozložení na lůžku pacienta, provedení simulace vhodnosti rozložení senzorů za pomoci figurantů.

1 Senzor

1.1. Definice senzoru

První částí vstupního bloku měřicího řetězce je právě senzor, který je v bezprostředním spojení s měřením. Jiný název pro senzor je také snímač, čidlo či detektor. Čidlem bývá označováno snímací místo senzoru, jedná se o jeho nejcitlivější část snímače. Prvotním zdrojem informací je senzor, který snímá sledovanou fyzikální, chemickou nebo biologickou veličinu. Dále ji podle předem určených zákonitostí a postupů převádí na veličinu výstupní. Nejčastěji se jedná o analogový nebo číslicový signál. [1] [2] [3] [4]

1.2. Funkce senzoru

Senzor zajišťuje, aby mezi měřenou veličinou a dalšími částmi měřicího řetězce byla vazba, díky které se dále zpracovává požadovaný signál. Stojí na prvním místě měřicího řetězce. Senzor nijak nesmí ovlivňovat měřenou veličinu. Snímání požadované veličiny může probíhat přímo nebo nepřímo a dochází k jejímu převodu do informačního signálu. Snímací místo senzoru, jinak také čidlo, převádí naměřenou hodnotu veličiny. Abychom co nejvíce potlačili rušivé vlivy okolí, zpracuje hodnotu naměřené veličiny zesilovač se zápornou zpětnou vazbou a vhodným nastavením. [1] [5]

1.3. Princip senzoru

Základním fyzikálním principem všech senzorů je přenos informací z jednoho systému do druhého. Výstupní informací senzoru je většinou elektrický signál, který je preferován kvůli jeho snadnému měření a zpracování. To jak bude vypadat výstupní elektrický signál měřené veličiny, závisí na kvalitě senzoru, citlivosti, linearitě, rozsahu atd. [1] [2]

1.4. Základní požadavky kladené na senzor

Mezi základní všeobecné požadavky na senzor jsou počítány malé rozměry, vysoká přesnost a spolehlivost a široký rozsah. Za další doplňující požadavky jsou považovány snadná údržba, citlivost, minimální ovlivnitelnost vlhkostí, chvěním, teplem a tlakem. Musí také umět komunikovat s různými systémy. [1] [2]

1.5. Inteligentní senzor

Díky tomu, že se elektronika a elektronické obvody rozvíjejí, vyvinul si i tzv. inteligentní senzor. Tento detektor obsahuje obvody pro zpracování, analýzu a sjednocení signálu v jediném provedení s citlivou částí senzoru. V porovnání s klasickým senzorem patří k jeho nesporným výhodám omezení a vyrovnání rušivých vlivů z okolí, dálková diagnostika, autokalibrace a obousměrná komunikace po sběrnících. Nevýhodou tohoto senzoru je jeho vysoká cena a vyšší riziko poruchy. [1] [2]

1.6. Technologie výroby

1.6.1. Tenkovrstvá technologie

Tato technologie spočívá v nanášení monokrystalických, polykrystalických a amorfních vrstev o tloušťce 1 nm až 1 μm , které se napaňují na základní vrstvu ze skla, oceli, křemíku anebo plastu. Tato technologie zajišťuje vysokou přesnost, stabilitu, spolehlivost, malé rozměry a nízkou hmotnost. [2] [6]

1.6.2. Tlustovrstvá technologie

Tato technologie používá pastu nanášenou technikou sítotisku na keramickou nebo na umělohmotnou podložku. Touto technologií se mohou vytvářet hybridní integrované obvody, díky kterým dochází k minimalizaci parazitních impedancí a šumů. Také narůstá rychlost zpracování signálu a snižují se výrobní náklady. [2] [6]

1.7. Měřicí řetězec

Transformovaný elektrický signál je ve většině případů nutné zesílit pomocí zesilovače se zápornou zpětnou vazbou. Při procesu zesilování však musíme dbát na zajištění dostatečného odstupu signálu od šumu a parazitních signálů působících jak na senzor, tak na zesilovač. Těchto požadavků dosáhneme speciálním zapojením zesilovačů, frekvenčním omezením signálu, číslicovým zpracováním signálu atd. Výstupem měřicího řetězce je analogový signál. [2]

1.8. Základní parametry senzorů

Typické parametry, které charakterizují statické a dynamické vlastnosti senzorů, jsou prvky jako např. citlivost a její stabilita, dynamický rozsah (rozsah měřených

veličin), linearita, offset, hystereze, rozlišitelnost, odolnost vůči prostředí (vibrace, magnetické pole, radiace), dynamické parametry a celková přesnost. [2]

1.9. Statické vlastnosti senzorů

- Rozlišitelnost určuje hodnota veličiny, kterou snímáme. Na výstupu senzoru je signál, který odpovídá efektivní hodnotě šumu senzoru.
- Dynamický rozsah určuje interval hodnot snímané veličiny.
- Reprodukovatelnost určuje změna naměřené hodnoty, která je způsobena časovou změnou charakteristiky po návratu do stejného bodu.
- Offset je aditivní chyba způsobená tím, že posuneme jmenovitou lineární charakteristiku.
- Přesnost senzoru se vyjadřuje absolutní chybou.
- Nejistota senzoru je tolerovaný interval hodnot, ve kterých s určitou pravděpodobností leží daný senzor.
- Chyba linearit senzoru je určována odchylkou od ideální linearit. [2]

1.10. Dynamické vlastnosti senzorů

Měřená hodnota, ať už fyzikální nebo jiné veličiny, se neustále mění s časem. Sensory by měly být navrženy tak, aby výstupní signál sledoval vstupní signál s minimálním zkreslením. [2]

2 Piezoelektrický senzor

2.1. Piezoelektrický jev

Byl objeven již v roce 1880 bratry Curieovými na krystalech turmalínu a později i na krystalech křemene. K tomuto jevu dochází při mechanickém namáhání krystalu, jako například tlakem, tahem, ohybem, smykem nebo kroucením. Na stlačených plochách se objeví náboj, který je tomuto tlaku přímo úměrný. Piezoelektrický jev můžeme zaznamenat pouze na krystalech, jejichž buňky krystalové mřížky nemají střed symetrie. Jsou tedy středově nesymetrické. [3][7] [8]

2.2. Curieova teplota

Při vysokých teplotách zanikají piezoelektrické vlastnosti jakéhokoliv materiálu. Při deformaci dochází působením vnějších sil k vychylování částic ze svých rovnovážných poloh. Mezní teplotou, kdy po jejím překročení dochází ke ztrátě piezoelektrických vlastností, se nazývá Curieova teplota, kterou popsal francouzský fyzik Pierre Curie. Každý materiál má svou charakteristickou hodnotu Curieovy teploty. Například pro nikl je hodnota teploty 358 °C. [3][7] [9]

2.3. Piezoelektrický senzor

V těchto senzorech se využívá dvou typů piezoelektrických jevů. V případě, že mechanické napětí působí kolmo na elektrody, které sbírají náboj vzniklý deformací, jedná se o podélný jev. Pakliže mechanické napětí působí rovnoběžně s jejich rovinou, je tento jev příčný. Piezoelektrické senzory nejde použít pro sledování statických veličin, protože nároky na hodnotu paralelního odporu jsou nesplnitelné. Jejich nevýhodou je také hystereze a stárnutí. Používají se jako snímače vibrací, chvění a hluku, také v mikrofonech a snímačích pro hudební nástroje. [2] [10]

3 Elektromagnetický senzor

3.1. Elektromagnetická indukce

Zákon elektromagnetické indukce objevil roku 1831 Michael Faraday. Jeho zákon říká, že indukované elektromotorické napětí podél uzavřené smyčky je rovno záporné derivaci magnetického indukčního toku plochou, která je ohraničená smyčkou, tedy že indukované elektromotorické napětí je přímo úměrné časové změně magnetického indukčního toku.

3.2. Elektromagnetický senzor

Indukčnostní senzory jsou pasivními senzory, což znamená, že potřebují napájení. Veličina, kterou měříme, je převedena na změnu indukčnosti. V elektromagnetickém snímači měníme magnetický tok změnou magnetického odporu obvodu. Rychlost, kterou se pohybuje feromagnetická část, je úměrná výstupnímu napětí snímače. [2]

4 Odporový senzor

4.1. Elektrický odpor

Příčina elektrického odporu kovových vodičů tkví ve srážkách vodivostních elektronů s ionty mřížky. Při teplotách kolem 300 K se u čistých kovů projevují zejména tepelné kmity iontů v mřížce. Pokud teplota stoupá, amplituda kmitů se zvětšuje a srážky iontů s vodivostními elektrony jsou častější. To má za následek, že odpor daného vodiče vzrůstá. Každý kovový materiál má různý počet iontů a odlišné uspořádání mřížky, v důsledku toho je při průchodu elektrického proudu různý odpor. Výpočet odporu vodiče ve tvaru válce (drátu) je možno vypočítat dle vzorce (4.1), kde ρ je rezistivita, l je délka vodiče a S je průřez vodiče. [7] [11]

$$R = \rho \cdot \frac{l}{S} \quad (4.1)$$

4.2. Odporový senzor

Jsou založeny na základě použití odporových potenciometrů s pohyblivým kontaktem (jezdce), mechanicky ovládaným měřenou veličinou. Nejčastěji používaný regulovatelný odporový napěťový dělič je s rotačním pohybem jezdce. V tomto případě měříme úhlové posunutí. Dále se používá přímočarý posuv jezdce, kdy měříme polohu nebo jeho lineární posunutí. Potenciometr se spirálovým pohybem jezdce využíváme k měření úhlové polohy s velkou rozlišovací schopností. [3] [12]

5 Páskový, plošný detektor tlaku

5.1. Martenzitická transformace

Jedná se o bezdifuzní fázovou přeměnu v pevném stavu. Její průběh můžeme ovlivňovat změnou teploty nebo vnějšího napětí. Pokud se pohybujeme ve vyšších teplotách a kubické mřížce, pak se tato fáze nazývá austenit. Fázi vzniklou ochlazením nebo působením vnějších sil nazýváme martenzit. V tomto případě má krystalová mřížka nižší symetrii. Tento jev byl poprvé zaznamenán a popsán na slitině zlato – kadmium v roce 1951. V roce 1963 byl náhodně detekován na slitině nikl – titan, která je použita v páskovém detektoru tlaku. [13]

5.2. Princip detektoru

Tento senzor zaznamenává mechanickou změnu tlaku nebo síly. Pokud budeme působit na snímací člen (převodník) silou nebo tlakem, způsobíme tím jeho deformaci. Tato deformace se projeví jako změna elektrického odporu, kterou detekuje a měří páskový senzor tlaku. Primární využití tohoto čidla bylo cíleno na rozpoznání změn polohy pacienta na lůžku. Ale to neznamena, že by se tato aplikace musela omezovat jen na toto použití. [14]

5.3. Technické provedení

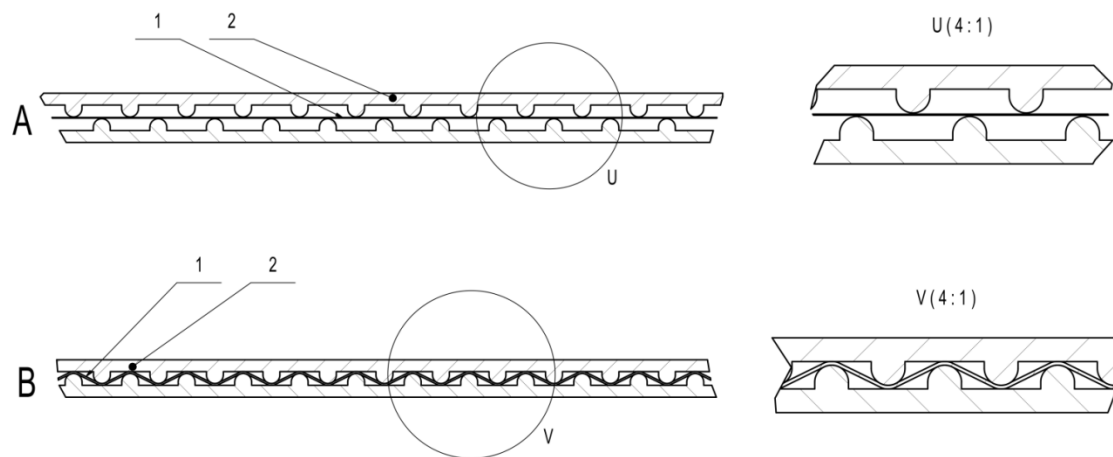
Senzor využívá k detekci změn nepřímou metodu měření. Mechanická síla nebo tlak se měří pomocí změn jiné fyzikální veličiny. Snímač tlaku či síly se skládá ze dvou hlavních prvků. První součástí je tzv. převodník, který v tomto případě funguje jako snímací člen celého systému. Zajišťuje převod mechanické síly nebo tlaku na změnu jiné fyzikální veličiny. Druhý prvek detektoru je celé jeho tělo, do kterého je převodník vsazen. Tato konstrukce zajišťuje správný přenos mechanického tlaku či síly na převodník. Tento senzor působí na principu změny elektrické veličiny díky působení mechanického tlaku nebo síly, která materiálově deformuje převodník, což jsou pružné členy jako pružina, membrána apod.

Detektor využívá vláken ze slitiny s tvarovou pamětí. Vlákna jsou natažena mezi dvěma protilehlými částmi. Tyto části jsou vhodně navrženy a vzájemně postaveny tak, aby se při působení tlaku z vnějšího okolí k sobě přibližovaly a dosedaly na sebe. Což

má za následek deformaci vláken ze slitiny s tvarovou pamětí, které jsou mezi nimi. (Obr. 1)

Jako vlastní snímací člen detektoru fungují právě vlákna. Tlak, který na ně působí, vyvolává vratnou fázovou transformaci. Při tomto procesu se uvnitř vláken dějí změny v krystalové mřížce, což doprovází změny elektrického odporu.

Celý systém je navržen tak, aby při úplném dotyku protilehlých částí nedošlo k nevratné deformovatelnosti vláken uvnitř. To také zajišťuje ochranu proti přetržení vláken při abnormální zátěži. [14]



Obr. 1: Základní schéma detektoru: A) detektor v klidovém stavu, B) detektor po deformaci, 1) vlákna ze slitiny s tvarovou pamětí, 2) protilehlé části z pružných materiálů (např. pryž) [14]

5.4. Senzory na principu slitin

Detektory, které fungují na principu slitin s tvarovou pamětí, čerpají ze změn elektrického odporu, jež vzniká na těchto materiálech při martenzitické transformaci. V tomto případě se při transformaci mění krystalová struktura, což zapříčiní výraznou změnu elektrického odporu. V těchto materiálech můžeme martenzitickou transformaci způsobit za pomoci teploty nebo napětí. V případě použití napětí je transformace doprovázena materiálovou vratnou deformací až 10 %. Běžné kovy se pohybují

v řádech desetin procent. Na páskový, plošný detektor tlaku byla použita slitina niklu a titanu (ni-ti) v přibližném poměru 1:1. [14]

5.5. Základní charakteristika systému

Tento systém byl primárně navrhnout pro použití v patientském lůžku k detekci poloh pacienta. (Obr. 2) Tato aplikace umožňuje sledovat změny poloh pacienta v čase, jeho dechovou frekvenci a případně záchvaty. Předpokládá se, že zpracováním získaných informací z tohoto systému umožní průběžnou kontrolu pacienta a jeho polohy a průběžně bude o tomto stavu pacienta informovat zdravotní sestru. [14]



Obr. 2: Monitorovací systém pacienta ni-ti – vlevo je měřicí elektronika, vpravo jsou měřicí senzory

5.6. Snímač typu Belt

Technická univerzita v Liberci vytvořila senzor ze slitiny niklu a titanu, který převádí deformaci vláken ze slitiny s tvarovou pamětí na změnu elektrického odporu. Tento systém umožňuje:

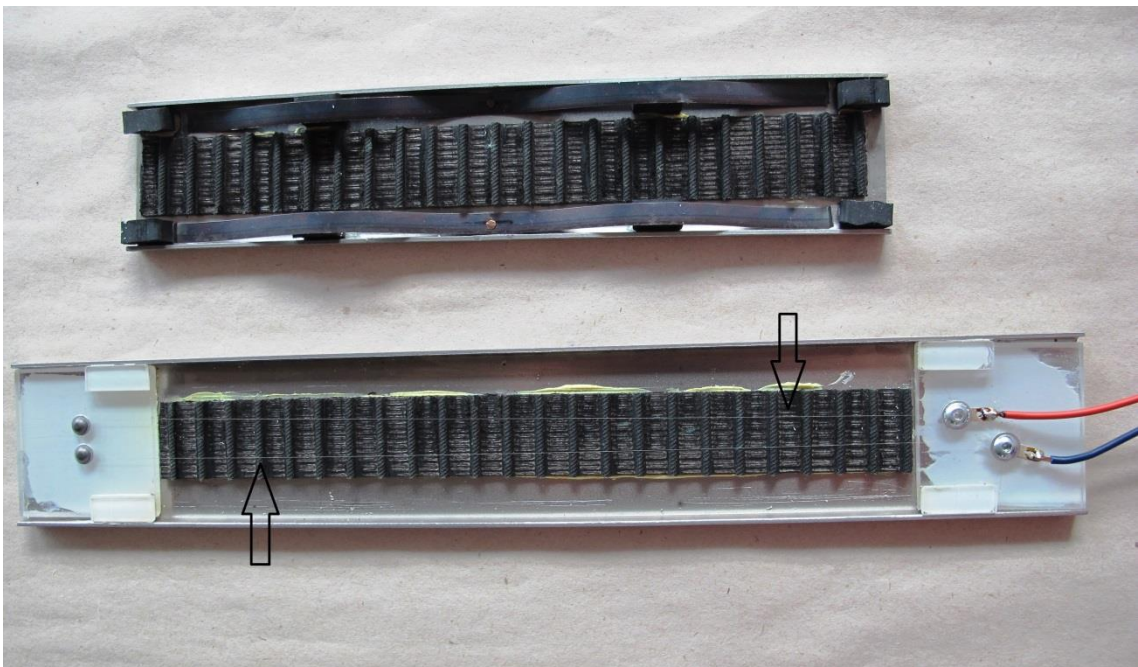
- odstranit závislost na tuhosti matrace
- zvýšit citlivost pro malá zařízení
- zvýšit odolnost materiálu (tzn. nedojde k přetržení ni-ti vláken uvnitř senzoru)
- realizovat kompaktní konstrukci čidla

Detektor typu Belt (Obr. 3, Obr. 4) je zkonstruován do tvaru pravítka, které se umísťuje pod matraci pacienta. Elektrický odpor tohoto senzoru je 266 Ω . Rozměry

snímače jsou 0,055 m na šířku, 0,35 m na délku a 0,012 m na výšku. Stručný přehled základních parametrů čidla viz Tab. 1. [14]



Obr. 3: Vnější konstrukce nikel-titanového snímače



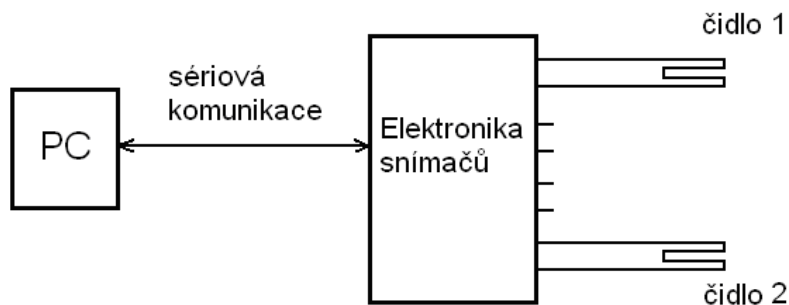
Obr. 4: Vnitřní konstrukce snímače. Šipky upozorňují na nikel-titanový drát, který se tlakem na čidlo deformuje.

Tab. 1: Shrnutí základních parametrů nikel-titan senzoru použitého při monitoraci figurantů na lůžku.

Elektrický odpor [Ω]	266
Rozměry snímače [m]	0,055x0,35x0,012
Vzorkovací kmitočet [S/s]	25
Rozsah [dgt]	0-8191
Převodník [bit]	13

5.7. Zpracování dat

Data z těchto nikel-titanových senzorů jsou zpracovávána speciálně měřicím systémem. Blokové zapojení měřicího pracoviště je znázorněno na Obr. 5. [14]

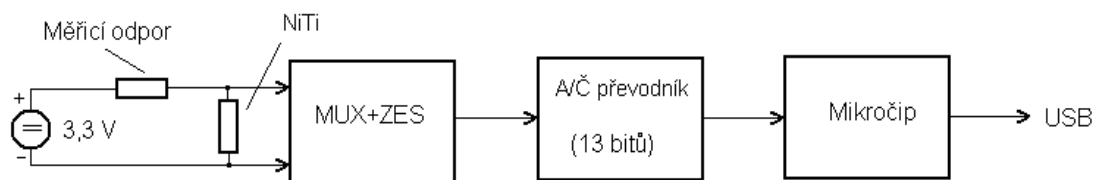


Obr. 5: Blokové schéma zapojení ni-ti senzorů [14]

5.8. Elektronické provedení

Elektronika snímače zprostředkovává převod změn elektrického odporu ni-ti senzoru na určitou napěťovou úroveň, která je vzorkovaná vzorkovacím kmitočtem 25 hodnot na sekundu. Předvádí se pomocí A/Č převodníku na 13 bitový číselný údaj, přičemž minimální hodnota je 0 a maximální hodnota je 8191. Pro potlačení rušení ze sítě jsou data počítána a průměrována pro dvě periody síťového napětí (tj. 40 ms). Za pomoci rozhraní USB přijímá nadřazený počítač data, jejichž přenos zajišťuje mikrořadič. Na počítač jsou data ukládána v souboru, kde první sloupec obsahuje čas v 1/25 sekundy. Další sloupce obsahují data o obsahu 13 bitů. Počet těchto

sloupců odpovídá počtu měřících čidel. Data ve sloupcích určených pro čidla odpovídají okamžité velikosti odporu ni-ti vláken uvnitř. Blokové schéma zapojení elektroniky senzoru je na Obr. 6. [14]



Obr. 6: Blokové schéma zapojení elektroniky snímače [14]

6 Vlastní měření

6.1. Úvod

Zkušební měření monitorovacího systému pacienta za pomoci nikl-titanového senzoru neprobíhalo v laboratořích robotiky CXI na budově L Technické univerzity Liberec, jak je uvedeno v zadání bakalářské práce, ale bylo prováděno v Centru sociální pomoci ve Vodňanech. (Obr. 7) Výzkum probíhal se souhlasem ošetřujícího lékaře a s laskavým svolením ředitelky organizace. Domov pro seniory mi poskytl možnost vyzkoušet si senzory v praxi na 10 respondentech. V tomto zařízení jsou převážně ženy. Tomu jsem přizpůsobila i výběr pacientů. Osm z deseti účastníků jsou proto ženy. Každý účastník tohoto měření podepsal souhlas s účastí na výzkumu a s poskytnutím informací z dokumentace uživatele CSP Vodňany.

Respondenti byli dostatečně srozuměni s tím, že budu testovat tlakové senzory pod matrací v jejich lůžku. Souhlasili též, aby mi byla poskytnuta jejich zdravotnická dokumentace v takové míře, abych získala nezbytné informace, které ve své bakalářské práci použiji. V bakalářské práci bude samozřejmě zachována anonymita uživatele a respondenti budou označováni pouze čísly. Obyvatelům centra bylo také vysvětleno, že uvedený systém není za žádných podmínek připojen na tělo, pracuje s bezpečným napětím a splňuje všechny závazné bezpečnostní požadavky elektronických zařízení ve zdravotnictví. Všechny informace budou použity pouze pro řešení bakalářské práce a pro základní výzkum. Při experimentech bude zaručena ochrana osobních dat a budou dodržována pravidla lékařského etického kodexu.



Obr. 7: Budova Centra sociální pomoci ve Vodňanech

6.2. Seznam figurantů

Figurant číslo 1 je žena narozena v roce 1939. Její výška činí 168 cm a váží 57 kg. Senzor číslo 1 měla umístěn pod hlavou v úrovni brady. Senzor číslo 2 byl umístěn na úrovni ramen.

Její diagnóza:

- organické poruchy nálady
- následky zlomeniny kosti stehenní
- smíšená vaskulární demence

Figurant číslo 2 je žena narozena v roce 1928. Její výška činí 168 cm a váží 81 kg. Senzor číslo 1 měla umístěn pod krkem. Senzor číslo 2 byl umístěn na úrovni ramen.

Její diagnóza:

- obezita
- polyartróza
- přítomnost kardiostimulátoru

Figurant číslo 3 je žena narozena v roce 1933. Její výška činí 165 cm a váží 54 kg. Senzor číslo 1 měla umístěn pod hlavou v týlní oblasti. Senzor číslo 2 byl umístěn na úrovni ramen.

Její diagnóza:

- epilepsie
- primární hypertenze
- smíšená úzkostná a depresivní porucha

Figurant číslo 4 je žena narozena v roce 1928. Její výška činí 160 cm a váží 52 kg. Senzor číslo 1 měla umístěn pod hrudníkem v oblasti lopatek. Senzor číslo 2 byl umístěn v oblasti pasu.

Její diagnóza:

- koxartróza
- paroxysmální fibrilace síní
- následky zlomenin dolní končetiny

Figurant číslo 5 je žena narozena v roce 1928. Její výška činí 170 cm a váží 95 kg. Senzor číslo 1 měla umístěn pod hlavou v oblasti úst. Senzor číslo 2 byl umístěn v oblasti krku.

Její diagnóza:

- hypertenzní nemoc srdce
- chronická obstrukční plicní nemoc
- obezita
- lymfedém

Figurant číslo 6 je muž narozen v roce 1945. Jeho výška činí 176 cm a váží 99 kg. Senzor číslo 1 měl umístěn v úrovni ramen. Senzor číslo 2 byl umístěn v oblasti pod lopatkami.

Jeho diagnóza:

- celková ateroskleróza
- plicní hypertenze
- lehká trikuspidální regurgitace

Figurant číslo 7 je žena narozena v roce 1933. Její výška činí 164 cm a váží 99 kg. Senzor číslo 1 měla umístěn v oblasti krku. Senzor číslo 2 byl umístěn v oblasti ramen.

Její diagnóza:

- hypertenzní nemoc třetího stupně
- chronické oboustranné srdeční selhání, NYHA I.
- fibrilace síní
- diabetická neuropatie
- obezita, metabolický syndrom

Figurant číslo 8 je žena narozena v roce 1950. Její výška činí 168 cm a váží 70 kg. Senzor číslo 1 měla umístěn pod hrudníkem v oblasti lopatek. Senzor číslo 2 byl umístěn v oblasti pasu.

Její diagnóza:

- hypertenze třetího stupně

- obezita
- organické poruchy nálady
- polyartróza kloubů na pravé dolní končetině

Figurant číslo 9 je muž narozen v roce 1944. Jeho výška činí 173 cm a váží 90 kg. Senzor číslo 1 měl umístěn v oblasti krku. Senzor číslo 2 byl umístěn v oblasti pod rameny.

Jeho diagnóza:

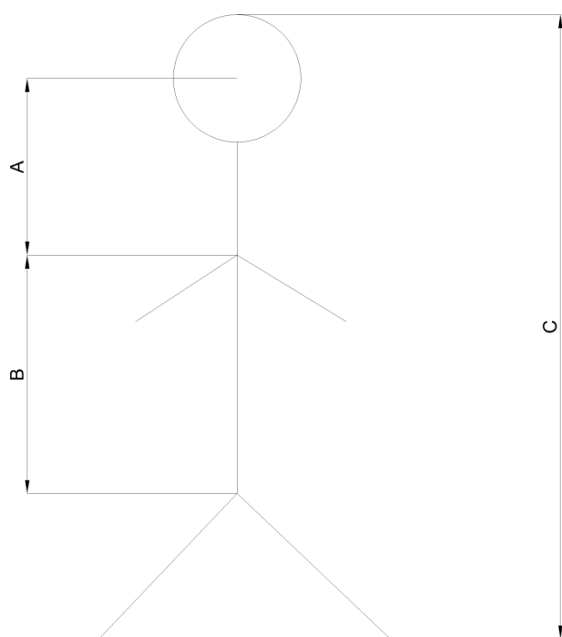
- zúžení páteře krčně-hrudní krajiny
- lumbago s ischiasem
- primární hypertenze

Figurant číslo 10 je žena narozena v roce 1924. Její výška činí 150 cm a váží 40 kg. Senzor číslo 1 měla umístěn pod rameny. Senzor číslo 2 byl umístěn pod hrudníkem v oblasti lopatek.

Její diagnóza:

- reziduální schizofrenie
- kyfoslíza
- výrazná porucha chování
- polyartróza na dolních končetinách
- lehká mentální retardace

U všech figurantů jsou vybrány pouze diagnózy, které mají nebo by mohly mít vliv na monitorovací systém. Onemocnění jako senilní katarakta, diabetes mellitus, steatóza jater, inkontinence moči, hypertrofie prostaty, presbyakuze a další nebyly zmíněny ve výpisu diagnóz. Souhrnný a stručný přehled informací o roce narození, pohlaví, váze, výšce a tělesných proporcích všech figurantů, se kterými byla prováděna měření, je vypsán v tabulce. (Tab. 2) Na schématickém obrázku pacienta je ukázáno, co kóty A, B a C znamenají. (Obr. 8)



Obr. 8: Schématický obrázek pacienta. Kóta A je vzdálenost od středu hlavy po ramena. Kóta B je vzdálenost mezi rameny a sponou stydké kosti. Kóta C je výška figuranta.

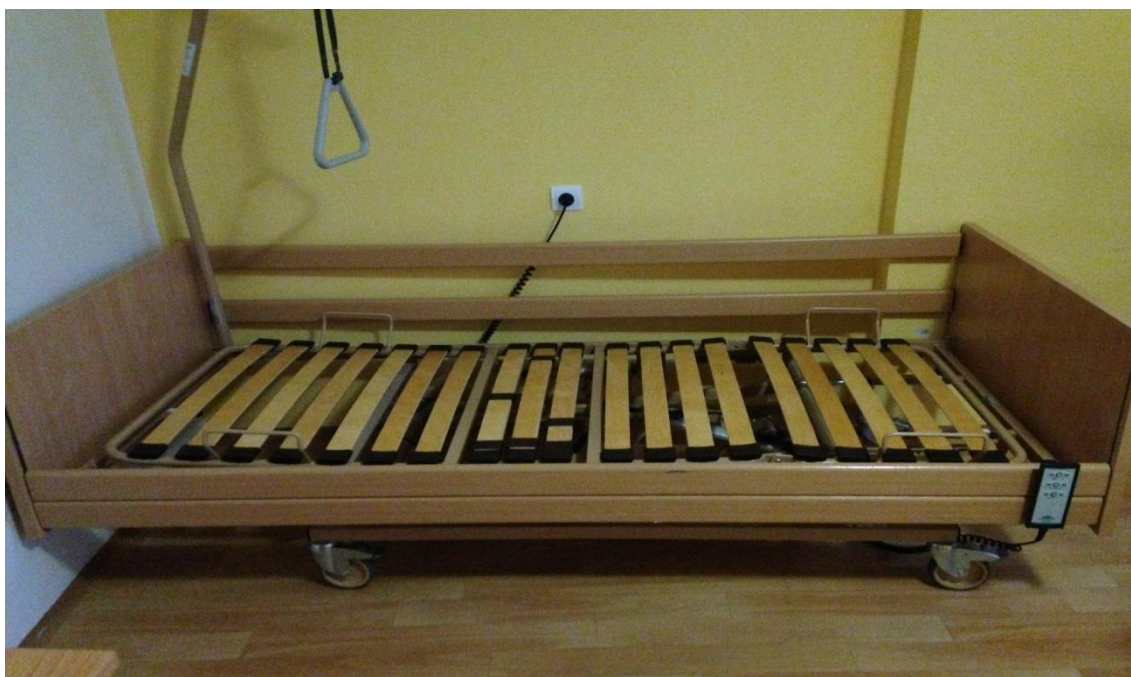
Tab. 2: Přehled informací o pohlaví, roce narození, váze, a tělesných proporcích pacientů.

Klient	Pohlaví	Rok narození	Váha [kg]	A [m]	B [m]	C [m]
1	Ž	1939	57	0,15	0,61	1,68
2	Ž	1928	81	0,11	0,64	1,68
3	Ž	1933	54	0,11	0,61	1,65
4	Ž	1928	52	0,1	0,6	1,6
5	Ž	1928	95	0,11	0,67	1,7
6	M	1945	99	0,14	0,7	1,76
7	Ž	1933	99	0,13	0,63	1,64
8	Ž	1950	70	0,13	0,62	1,68
9	M	1944	90	0,15	0,74	1,73
10	Ž	1924	40	0,12	0,51	1,5

6.3. Typy lůžek

V České republice existuje nepřeberné množství zdravotnických zařízení a každé má svou vlastní specializaci. Tento monitorovací systém je zaměřen na zařízení, která poskytují pacientům hospitalizaci, ať už krátkodobou nebo dlouhodobou. Je pochopitelné, že tato zařízení nebudou mít naprosto stejná patientská lůžka. Dnešní trh je velice rozmanitý. V Centru sociální pomoci, kde probíhal experiment, je pro klienty připraveno lůžko Eloflex. (Obr. 9)

Lůžka se vybírají podle druhu zdravotnického zařízení, např. nemocniční lůžka či pečovatelská lůžka. Další kritérium k výběru je polohovatelnost lůžka. Kolik bude mít lůžko nastavitelných dílů, o jaký úhel bude možné tyto díly posunout, jaká bude vzdálenost mezi zlomy jednotlivých dílů, jaké budou možné kombinace nastavení polohování, jaká je maximální nosnost lůžka. Kritérií k výběru je mnoho, proto by měl být tento systém monitorování pacienta univerzální. Měl by být navržen tak, aby se dal aplikovat na různé typy patientských lůžek.

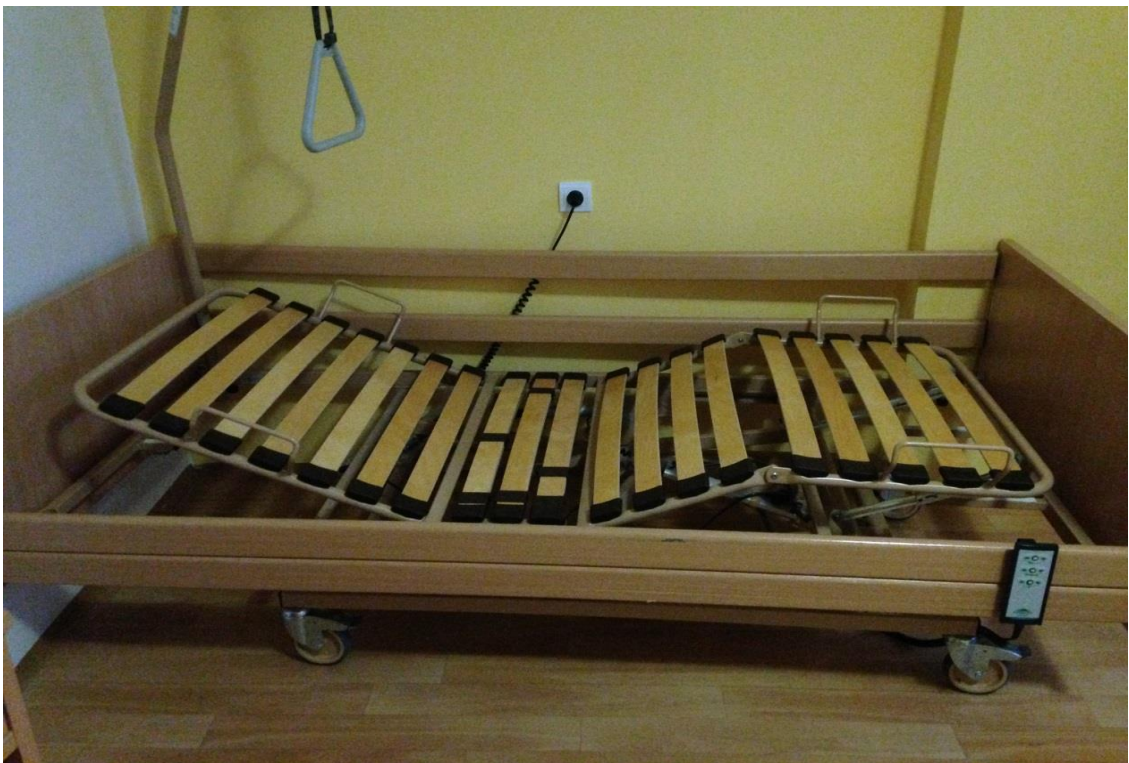


Obr. 9: Lůžko Eloflex – všechny čtyři části roštu jsou ve výchozí poloze.

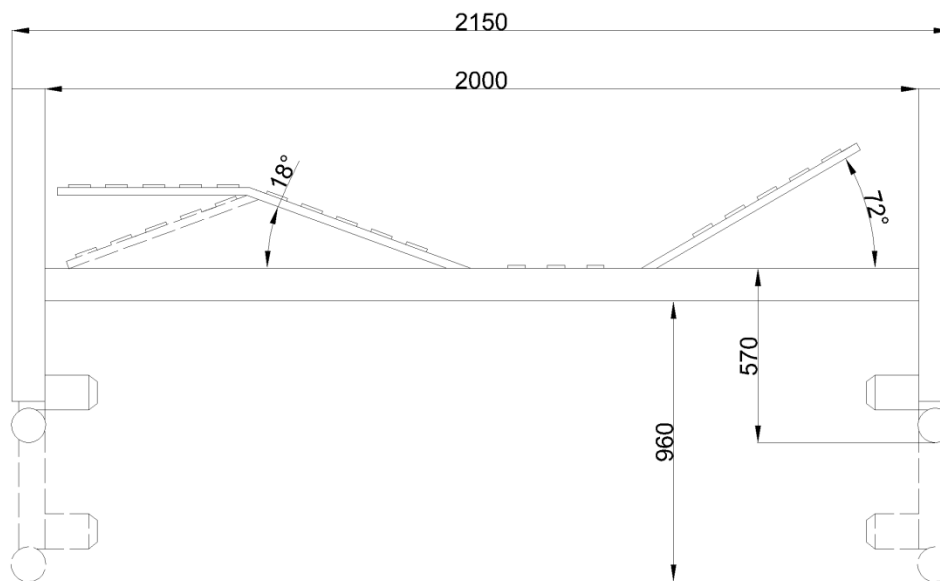
6.3.1. Lůžko Eloflex

V Centru sociální pomoci ve Vodňanech probíhal experiment s monitorovacím systémem pacienta na lůžkách Eloflex, které vyrábí firma Ortoservis. Je určeno pro domácí i ošetrovatelskou péči. Maximální hmotnost této polohovací postele je 185 kg a to včetně pacienta a veškerého vybavení. Rozměry matrace jsou 200 x 90 cm a vnější míry 215 x 106 cm. Toto lůžko není určeno pro polohování pacientů s výškou menší než je 150 cm. Je elektricky polohovatelné, což je z uživatelského hlediska přínosem.

Postel je vybavena dřevěným lamelovým roštem, který je rozdělen do čtyř částí. (Obr. 10) Jedná se o podhlavníkovou část, sedací, stehenní a poslední část je holenní. Polohy těchto dílů jsou na sobě nezávislé a lze je nastavit podle vlastní potřeby jak jednotlivě, tak současně. Zvednutí podhlavníkové části je možné až o 72°, tedy poloha vsedě. Stehenní část pak lze naklonit až o 18°. Holenní část zůstává ve vodorovné poloze, nebo ji lze sklopit tak, že paty pacienta jsou na úrovni sedací části. Zvednutí celkové plochy lůžka pak lze provést v rozmezí 39 cm. Sedací plocha v případě lůžka Eloflex může být 57-96 cm nad zemí. (Obr. 11)



Obr. 10: Lůžko Eloflex – stehenní část zvednuta o 18°, podhlavníková o 30°.



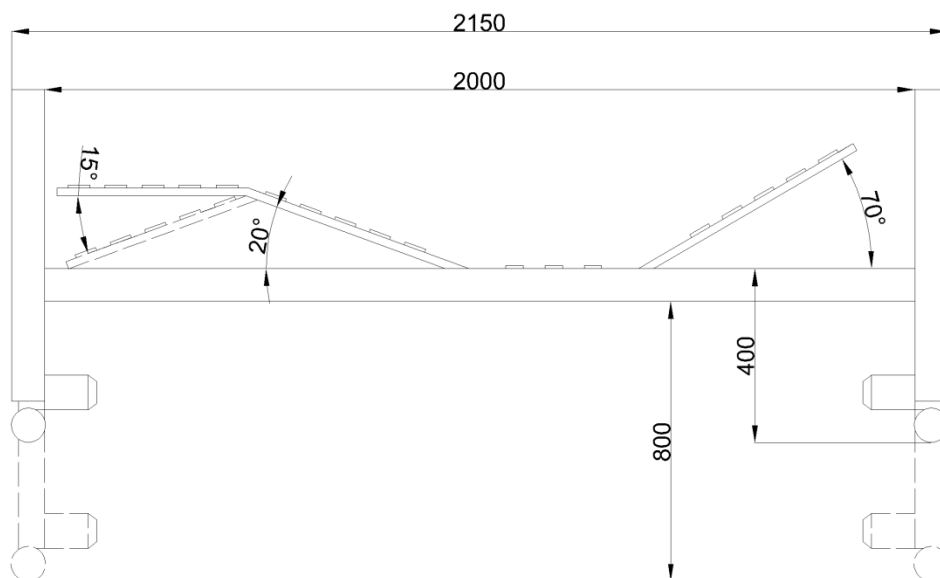
Obr. 11: Schématický obrázek lůžka Eloflex. Zvednutí zádové části je možné o 72°. Stehenní část pak lze naklonit o 18°. Zvednutí celkové plochy lůžka lze v rozmezí 39 cm.

6.3.2. Lůžko Casa Classic Light

Jako další polohovací postel byla vybrána Casa Classic, která je od jiné firmy než přechází postel Eloflex a to od firmy DMA Praha s.r.o.. Tato patientská lůžka nejsou nijak výrazně odlišná. Jedná se pouze o malé změny v hodnotách nastavitelnosti či v maximální nosnosti postele. Lůžko Casa je určeno pro domácí i ošetrovatelskou péči jako u předchozího typu. Maximální pracovní zatížení je 175 kg. U maximální hmotnost pacienta tohoto lůžka je pak hodnota 135 kg. V tomto případě je za příplatek možnost zvýšení nosnosti lůžka na 160 kg. Rozměry matrace jsou 200 x 90 cm a vnější míry 215 x 102 cm. Jako u předchozího typu je nastavení poloh prováděno elektricky.

Lůžko je vybaveno rozkládacím čtyřdílným roštem s nastavením tuhosti lamel. První část roštu je zádová, dále pak pánevní, stehenní a poslední část je lýtková. Tyto čtyři části se dají polohovat současně, ale i nezávisle na sobě. Zádová část má náklon až 70°. Jedná se o polohu vsedě. Nastavení stehenního dílu je možné až o 20°. Lýtková část se přesune z vodorovné plochy až o 15°. Celkové zvednutí lůžka lze provést o 40

cm. Základní poloha pánevní části je ve výšce 40 cm, nejvyšší pak ve výšce 80 cm. (Obr. 12)



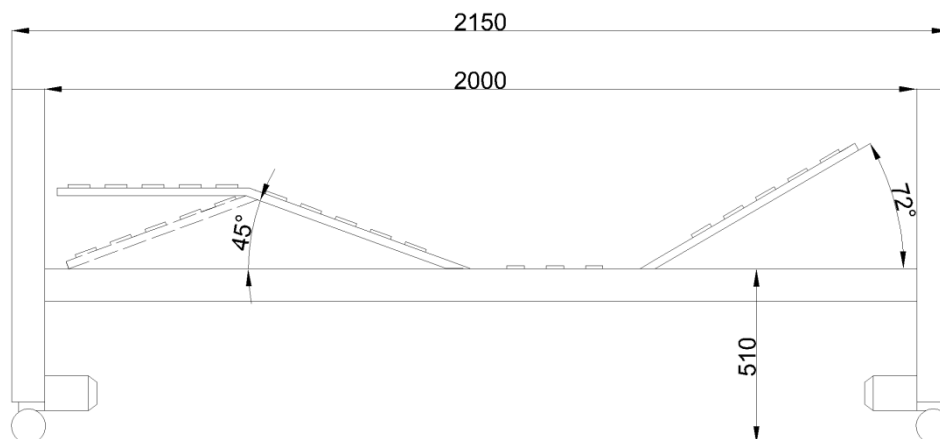
Obr. 12: Schématický obrázek lůžka Casa classic light. Zvednutí zádové části je možné o 70°. Stehenní část pak lze naklonit o 20° a lýtkovou o 15°. Zvednutí celkové plochy lůžka lze v rozmezí 40 cm.

6.3.3. Lůžko PLN-N85-T

Tento typ polohovacího lůžka je veden jako nemocniční. Firma Audy s.r.o. nabízí ve svém katalogu i lůžka pro domácí péči, ale pro ukázkou je vybráno jako zástupce i jedno lůžko z nemocničního prostředí. V porovnání s předchozími typy jsou u této postele kovové výplně namísto dřeva. Rozměry matrace jsou 200 x 85 cm a vnější míry 215 x 97 cm. Má nejmenší nosnost, ale zatímco předchozí dvě lůžka mohla celkově být pouze ve vodorovné poloze, lze celkový náklon PLN změnit o 16°. I zde je nastavení určitých poloh umožněno elektricky. Poloha Trendelenburg, která je prováděna mechanicky, je 16°.

Lůžko je rozděleno na čtyři části. Hlavní a zároveň elektricky polohovatelné díly jsou dva, zádový a nožní díl. Zádový díl je rozdělen na dvě části. V místech, kde má pacient hlavu, jsou z obou stran lůžka kovové úchytky sloužící k mechanickému polohování. Elektricky je pak možno naklonit celý zádový díl až o 72°. Nožní díl se

přesune z vodorovné plochy až o 45° a lýtkový díl polohujeme mechanicky za pomoci hřebenu. Tyto části není nutné polohovat současně, nejsou na sobě nijak závislé. Základní výška se u tohoto typu lůžka nemění a je stále 51 cm. (Obr. 13)

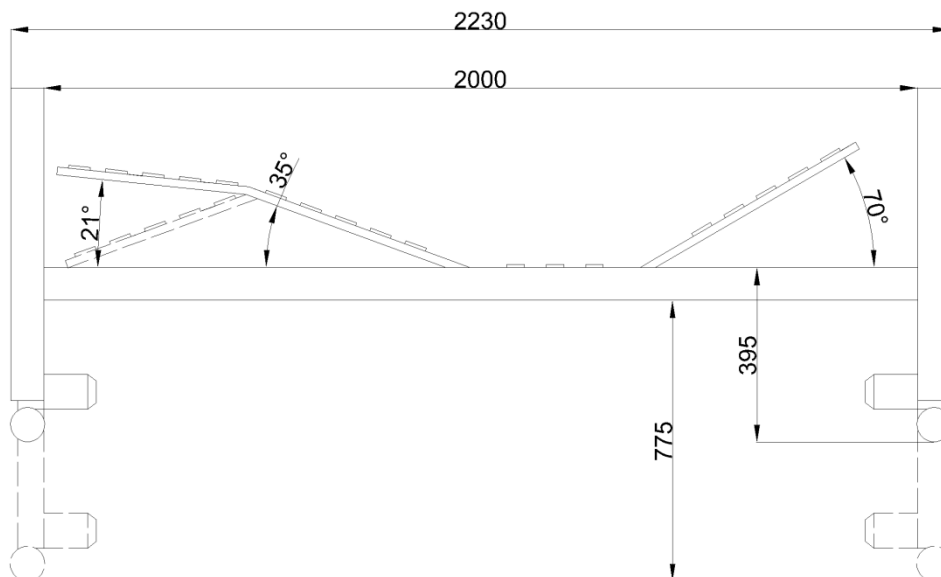


Obr. 13: Schématický obrázek lůžka PLN-N85-T. Zvednutí zadové části je možné o 72° . Stehenní část pak lze naklonit o 45° . Zvednutí celkové plochy lůžka nelze.

6.3.4. Lůžko Eleganza 2

Jako čtvrtý typ je vybráno univerzální nemocniční lůžko od firmy LINET spol. s.r.o.. Ložná plocha je tvořena plastovými díly, a tak je snadno čistitelná. Dále jsou zde speciální ventilační kanály umožňující cirkulaci vzduchu pod matrací. Výhodou postele je možnost prodloužení ložné plochy až o 31 cm a maximální nosnost 250 kg. Rozměry matrace jsou 200 x 90 cm a vnější míry 223 x 99,5 cm.

Postel má čtyřdílnou ložnou plochu tvořenou vyfukovanými plastovými díly. Zádový a stehenní díl jsou polohovatelné elektricky. Lýtkový díl je pak polohovatelný mechanicky. U tohoto typu lůžka je možná i autoregrese, a to o 11 cm. Stejně jako u předchozích typů jsou i zde polohy částí na sobě nezávislé a lze je nastavovat podle vlastní potřeby. Zvednutí zadové části je možné o 70° . Stehenní část dosáhne náklonu až 35° . Lýtkový díl může být zvednut o 21° . Náklon při pozici Trendelenburg je 16° , a to v obou směrech. Celkové nastavení výšky lůžka lze měnit v rozmezí 39,5 cm až 77,5 cm. (Obr. 14)



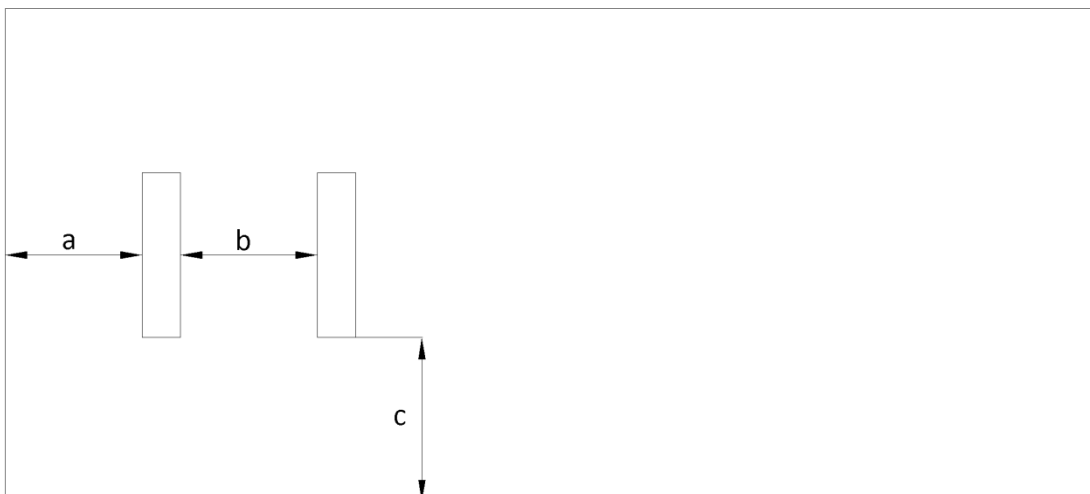
Obr. 14: Schématický obrázek lůžka Eleganza 2. Zvednutí zádové části je možné o 70°. Stehenní část pak lze naklonit o 35° a lýtkovou o 21°. Zvednutí celkové plochy lůžka lze v rozmezí 38 cm.

6.4. Ventilace plic

Ventilace plic neboli dýchání se děje díky mechanickým rytmickým stahům dýchacích svalů, mezi něž patří bránice, která je nejdůležitějším dýchacím svalem. Dále se mezi ně řadí mezižeberní svaly, které zdvihají žebra nahoru a dopředu. A v neposlední řadě také břišní svaly, které se uplatňují jen za zvláštních podmínek, jako je hyperventilace či kašel. [15] [16]

6.5. Shrnutí měření

U každého měření figuranta byla snaha měnit pozice rozložení senzorů na lůžku. (Obr. 15) Pokud byl senzor posazen níž, vykazoval známky přetížení a nebyl schopen objektivně zaznamenat naměřené hodnoty. Data se pohybovala v horní hranici rozsahu a křivka na grafu se jevila jako rovná čára, což není možné, protože by to znamenalo, že pacient ani nedýchá. Z tohoto důvodu je většina poloh čidel orientována na horní část těla a to od lopatek výš. Hodnoty vzdálenosti senzorů jsou v tabulce (Tab. 3).



Obr. 15: Schématické rozložení senzorů na lůžku. Hlava figuranta byla v místech prvního senzoru z levé strany. Přesná poloha je určena mírami pacientů.

Tab. 3: Hodnoty vzdálenosti senzorů. Kóta a je vzdálenost prvního senzoru od horního okraje lůžka. Kóta b je vzdálenost mezi senzory. Kóta c je vzdálenost senzorů od bočního kraje lůžka.

Klient	a	b	c
1	42	8	40
2	46	6	25
3	36	11	30
4	60	19	28
5	35	6	30
6	47	10	22
7	40	6	30
8	58	16	25
9	39	5	30
10	57	5	24

6.5.1. Způsob zpracování dat

Hodnoty naměřené pomocí programu *Matrace.exe* se zobrazovaly v reálném čase on-line v grafu s automatickým posunem. Naměřená data se off-line ukládala do

souboru *MT_*.dat*, který se otevíral ve formátu Poznámkového bloku. V prvním sloupci je časový interval měření s krokem 0,04 s. Ve druhém a třetím sloupci jsou výstupní data z obou senzorů v dgt. Položky od sebe byly odděleny mezerami, proto nebyl tento zápis vhodný pro práci v programu *Microsoft Excel*, a bylo nutné jej upravit. V průběhu měření každého z figurantů jsem si zaznamenávala časové intervaly každého úkonu, o který jsem je požádala. Po převedení hodnot do formátu vhodného pro *Microsoft Excel* jsem pak vybírala pouze ta data, která se shodovala s časovým údajem daného výkonu. Vybrané hodnoty jsem zpracovala do bodových grafů s vyhlazenými spojnicemi a pro každé čidlo zvlášť, protože oba senzory nebyly stejně citlivé a byl na ně vyvíjen rozdílný tlak.

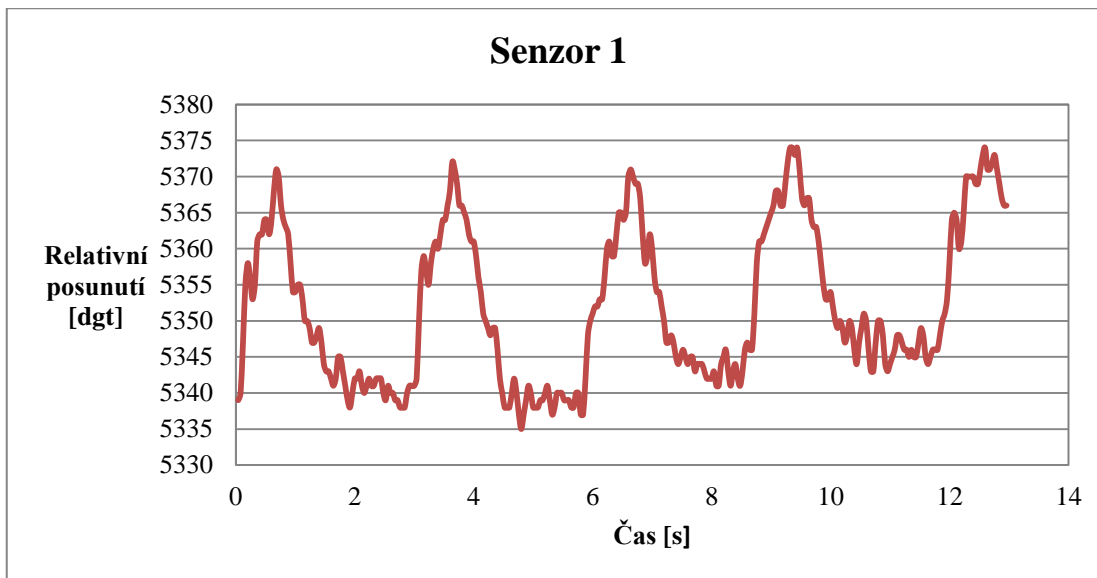
6.5.2. Záznam dechové aktivity

Na Graf 1 a Graf 2 je graficky znázorněn záznam křivky výstupních dat o dechové aktivitě figuranta číslo 10 z prvního a druhého pásového ni-ti detektoru tlaku. První čidlo snímalo z místa pod rameny a druhé z oblasti hrudníku, pod lopatkami. Graf číslo 1 zaznamenává aktivitu prvního senzoru. Druhý graf odpovídá čidlu číslo 2. Oba tyto senzory jsou schopny zaznamenávat reálnou dechovou aktivitu člověka ležícího na lůžku.

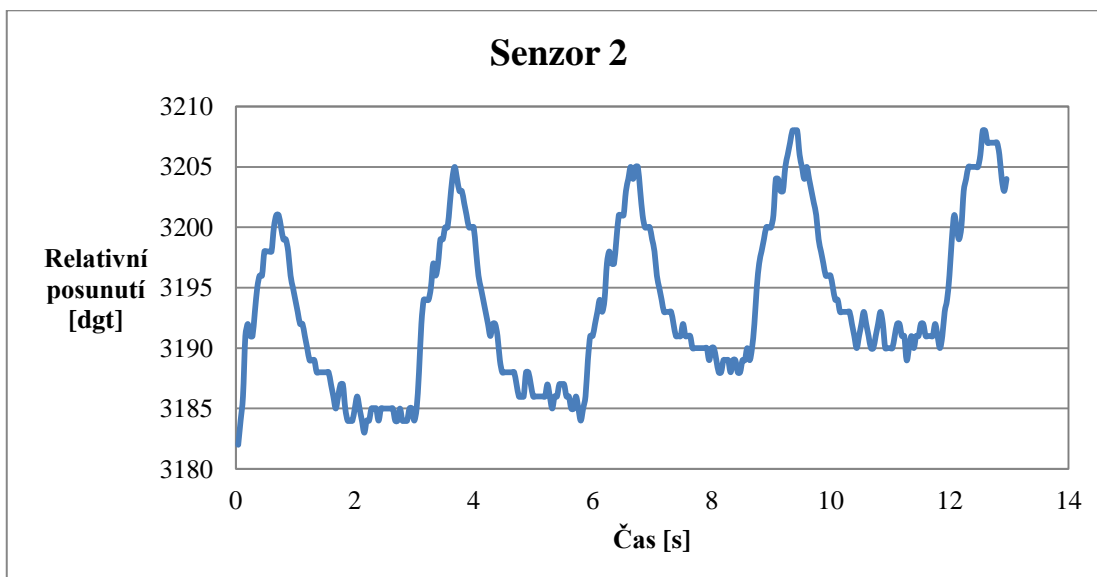
Jedná se o normální klidné dýchání. Figurant pouze ležel na lůžku v klidu a nevykazoval žádnou pohybovou aktivitu. Díky tomu je patrný jeho dechový záznam z obou senzorů. V první sekundě záznamu se začíná figurant nadechovat. Při nádechu je vyvíjen větší tlak na oba senzory. Křivka obou senzorů výrazně stoupá v důsledku intrapleurálního tlaku, díky kterému je nasáván vzduch do plic.

Po dosažení maxima, kdy figurant začal vydechovat, křivka naopak výrazně klesá. Výdech se děje pasivně smrštěním plic. Tím se uvolňuje tlak na obou senzorech, což je patrné od první do třetí sekundy. Od třetí sekundy dochází opět k nádechu, plnění plic a zvýšení tlaku. Od čtvrté sekundy dochází znovu k výdechu. Dále se střídají jednotlivé nádechy a výdechy. Dechová frekvence pacienta byla 23 dechů za minutu. Z grafu je patrné, že jednotlivé nádechy a výdechy pacienta jsou velmi dobře čitelné na obou křivkách jednotlivých senzorů. Rozsah mezi hodnotou největšího nádechu

a hodnotou největšího výdechu na křivce je u prvního senzoru 39 dgt. U senzoru číslo 2 je rozsah 26 dgt.



Graf 1: Záznam klidové dechové aktivity pacienta na lůžku – senzor č. 1 byl umístěný pod rameny. V první sekundě záznamu se pacient nadechuje. Od první sekundy až po třetí dochází k výdechu. Tento proces se periodicky opakuje. Figurantova dechová aktivita byla 23 dechů za minutu.

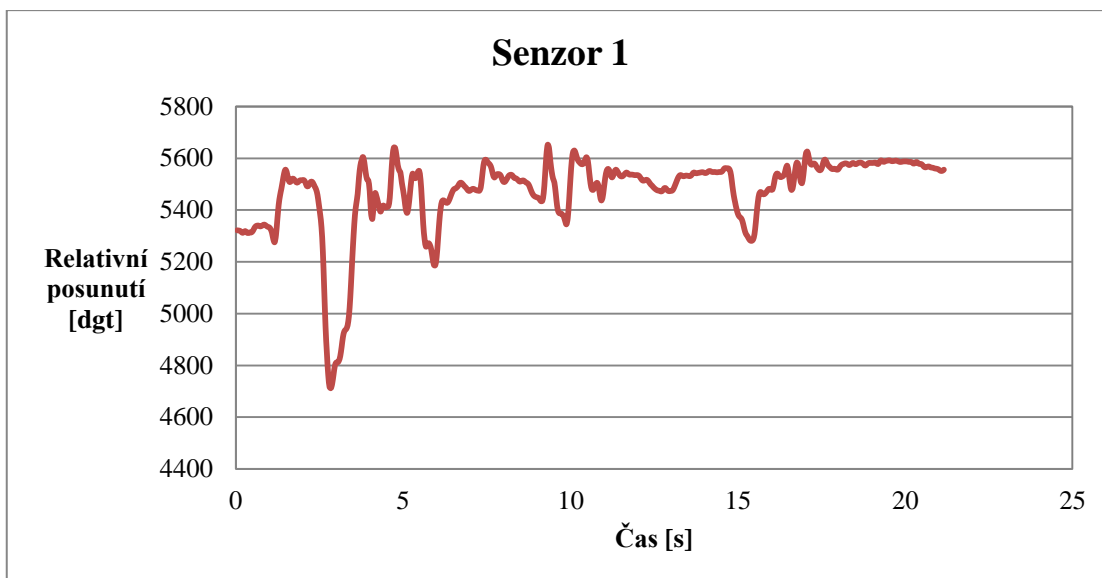


Graf 2: Záznam klidové dechové aktivity pacienta na lůžku – senzor č. 2 byl umístěný v oblasti hrudníku pod lopatkami. Záznam ze senzoru 2 se shoduje s prvním čidlem.

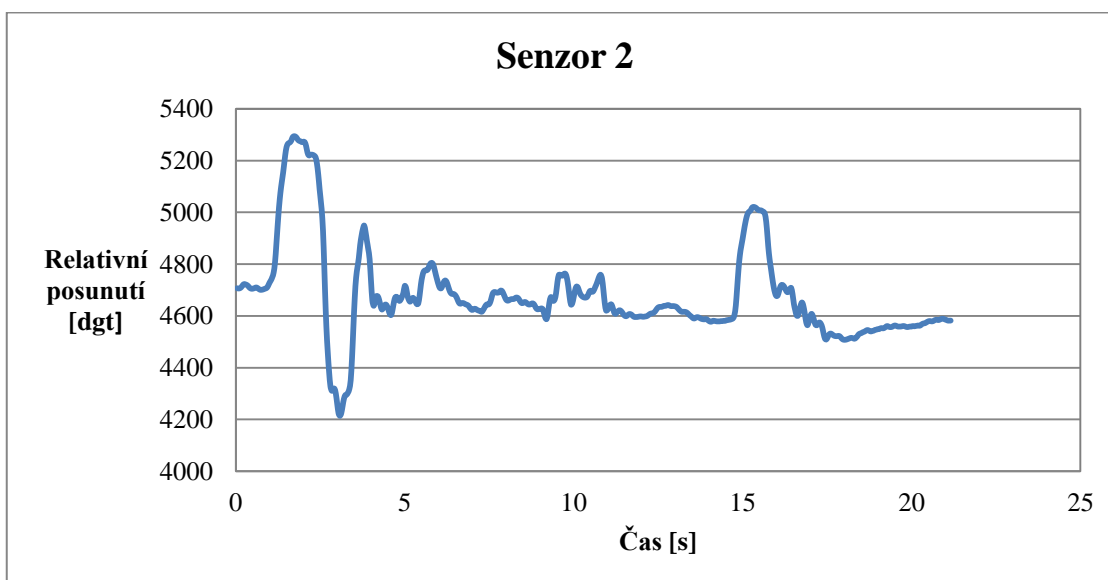
6.5.3. Záznam kašle

Na Graf 3 a Graf 4 je graficky znázorněn záznam křivky výstupních dat o kašli figuranta číslo 7 z prvního a druhého pásového ni-ti detektoru tlaku. Graf číslo 3 zaznamenává aktivitu prvního senzoru. Graf číslo 4 pak odpovídá čidlu číslo 2.

Figuranta číslo 7 jsem požádala, aby nasimuloval kašel. Z grafů můžeme vyčíst, že první sekundu byl dech klidný a nevykazoval žádné známky dechových problémů. Ale od první sekundy dochází k prudkému nádechu, což zapříčinilo zvýšení tlaku na obou čidlech. Po porovnání obou grafů vidíme, že senzor číslo 1 reagoval na změnu tlaku méně výrazně než senzor číslo 2. U prvního čidla se rozsah hodnot mezi klidným dechem a prudkým nádechem lišil o 229 dgt, zatímco v druhém případě se rozsah hodnot lišil o 564 dgt. Od druhé do třetí sekundy dochází k silnému rychlému odkašlání, které doprovází i mírné nadzdvihnutí z matrace, což senzory zaznamenaly jako prudký pokles. U prvního čidla poklesl tlak více než u prvního z toho důvodu, že je umístěno pod hlavou, která se nadzdvihávala větší měrou než ramena, kde byl umístěn senzor 2. Od třetí sekundy následuje potřebný nádech, jehož maximum zaznamenal každý senzor jinak. První jako zhruba stejný tlak, druhý senzor jako menší tlak než u prvního nádechu. Dále dochází již k mírnějšímu kašli. Ale pokles tlaku u prvního senzoru a nárůst tlaku u druhého senzoru v 5.-6., 9.-11. a 14.-16. vteřině je zapříčiněn nadzdvihnutím hlavy pacienta kvůli snadnějšímu odkašlávání. Tím je odlehčeno hlavě, ale je vyvíjen větší tlak na senzor pod ramena. Od osmnácté vteřiny se dech zklidňuje a kašel ustal. Největší rozsah mezi maximálním nádechem a minimálním výdechem je u senzoru 1 935 dgt zatímco u čidla číslo 2 je to 999 dgt.



Graf 3: Záznam kašle pacienta – senzor 1 byl umístěn v oblasti krku. V první sekundě dochází k prudkému nádechu. Od druhé až do třetí dochází k silnému rychlému odkašlání. Od třetí do čtvrté sekundy následuje nádech. Od čtvrté sekundy je kašel již mírnější. Mezi patnáctou a šestnáctou sekundou dochází k nadzdvihnutí hlavy, tím pádem je vyvíjen menší tlak na senzor, protože je umístěn pod krkem. Největší rozsah mezi maximálním nádechem a minimálním výdechem je 935 dgt.



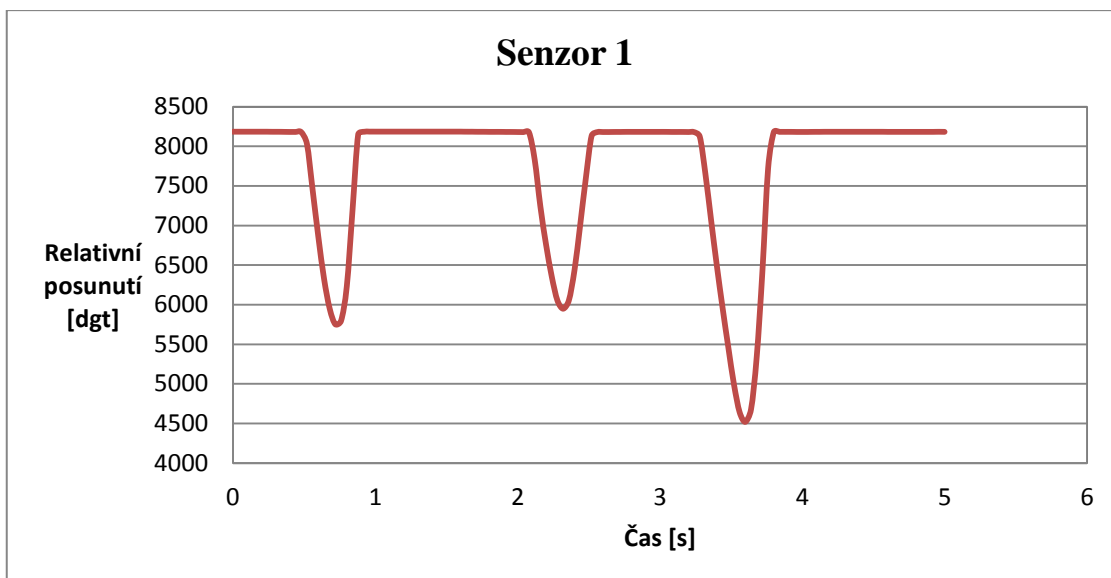
Graf 4: Záznam kašle pacienta – senzor 2 byl umístěn v oblasti ramen. Záznam se v počátečních fázích téměř shoduje se senzorem 1. Mezi patnáctou a šestnáctou sekundou dochází k nadzdvihnutí hlavy, tím pádem je vyvíjen větší tlak na senzor. Největší rozsah mezi maximálním nádechem a minimálním výdechem je 999 dgt.

6.5.4. Záznam změny polohy ze zad na bok

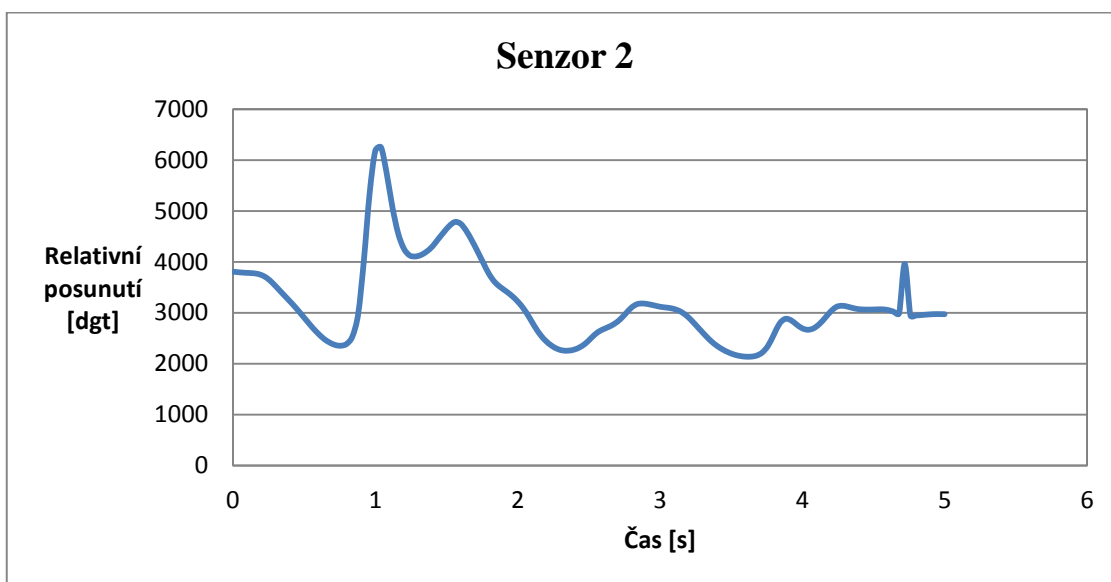
Na Graf 5 a Graf 6 je graficky znázorněn záznam křivky výstupních dat o otáčení ze zad na bok figuranta číslo 6 z prvního a druhého pásového ni-ti detektoru tlaku. Graf číslo 5 zaznamenává aktivitu prvního senzoru. Graf číslo 6 pak odpovídá čidlu číslo 2.

Figuranta číslo 6 jsem požádala, aby se z pozice, kdy ležel na zádech a v klidu, otočil na bok. V tomto popisovaném případě se figurant otáčel na levý bok. Z grafů můžeme vyčíst, že senzor číslo 1 byl méně citlivý na změny než senzor číslo 2. První čidlo se dostávalo v některých případech až blízko k samotné horní hranici rozsahu, která je 8191 dgt. Tento senzor byl umístěn v úrovni ramen. V předchozích variantách měření byl umístěn níže pod rameny, ale to už vykazoval známky přetížení a nezaznamenával data.

Zatímco u prvního senzoru dochází k prudkému poklesu až přibližně v první sekundě, senzor číslo dvě zaznamenává postupný pokles již od začátku. Je to způsobeno tím, že když se pacient připravoval na otočení, nejprve se nadzdvihl. Čidlo 1 je umístěno výš než čidlo 2, takže u něj dochází k mírnějším a postupnějším změnám tlaku. Od první sekundy se tlak na obou čidlech strmě zvedá. Figurant se neotočil na bok celý, ale po částech, což je pochopitelné vzhledem k věku. Po silném dolehnutí se opět zvýšil tlak na oba senzory. Totéž probíhalo od druhé a od třetí vteřiny, kdy se pacient znovu nadzdvihává, aby dokončil otočení. Maximální rozdíl tlaků vyvíjených na čidlo 1 byl 3540 dgt. U senzoru číslo 2 je hodnota 4027 dgt.



Graf 5: Záznam změny polohy pacienta ze zad na levý bok – senzor 1 byl umístěn v úrovni ramen. Figurant se, vzhledem k věku, neotočil na levý bok hned, ale po částech. V první sekundě se nadzdvihl a opřel se o ruku, což je vidět na poklesu a vzrůstu křivky. Mezi druhou a třetí sekundou se figurant pootočil nalevo, čímž způsobil pokles a opětovný nárůst tlaku na senzor. Mezi třetí a čtvrtou sekundou pacient dokončil přetočení na bok a tlak na čidlo se ustálil.



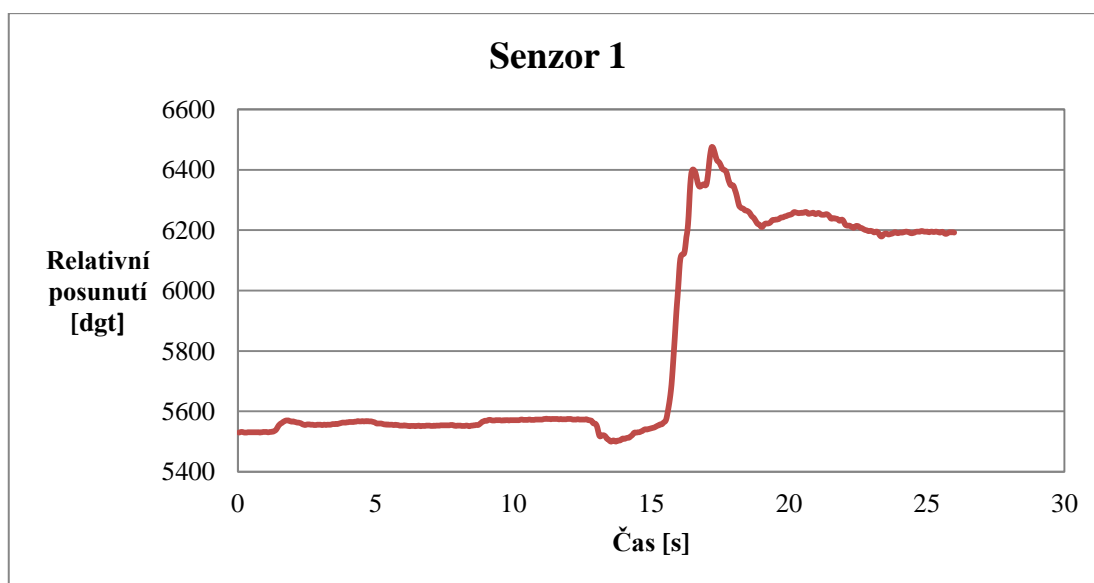
Graf 6: Záznam změny polohy pacienta ze zad na levý bok – senzor 2 byl umístěn v oblasti pod lopatkami. V první sekundě dochází k postupnému odlehčení tlaku na senzor v důsledku nadzdvihnutí pacienta. Od první sekundy je ale zaznamenán prudký nárůst tlaku, protože se figurant opřel o ruku. Mezi druhou a třetí sekundou se pacient pootočil nalevo a znovu se lehce opřel. Mezi třetí a čtvrtou sekundou figurant dokončil přetočení na levý bok. Senzor číslo 2 byl v tomto případě citlivější na změny.

6.5.5. Záznam pacienta opírajícího se o ruku

Na Graf 7 a Graf 8 je graficky znázorněn záznam křivky výstupních dat z prvního a druhého pásového ni-ti detektoru tlaku v situaci, kdy se figurant číslo 2 naklonil k nočnímu stolku a napil se čaje. Graf číslo 7 zaznamenává aktivitu prvního senzoru. Graf číslo 8 pak odpovídá čidlu číslo 2.

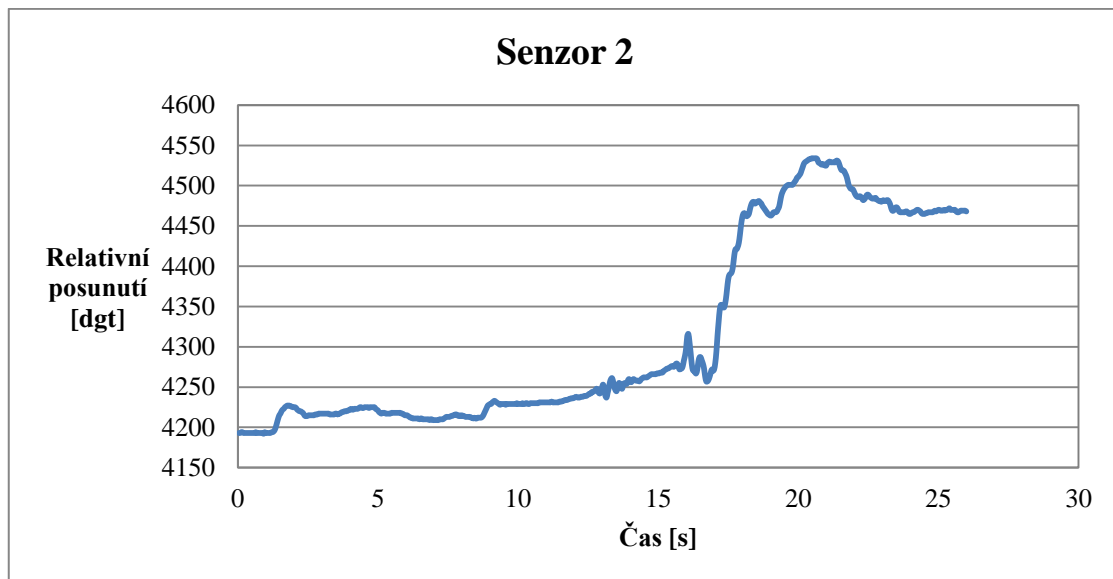
Figuranta číslo 2 jsem požádala, aby se z pozice, kdy ležel na zádech a v klidu, napil. Musel se naklonit a sáhnout na noční stoleček, kde měl pít. Figurant číslo 2 je ležící. Zvládá pouze krátké přesuny s pomocí zdravotních sester nebo ošetřovatelek. Znamenalo to, že když byl požádán, aby se napil, neseďl si. Pouze se naklonil a opřel se o ruku.

Na grafech je tento pohyb patrný. Prvních třináct sekund byl figurant v klidné poloze vleže. Poté se mezi patnáctou až sedmnáctou sekundou nadzdvihává a opírá se o pravou ruku. Po devatenácté sekundě dochází k opětovnému nárůstu tlaku na senzory. Ale změna už není tak markantní. Je to způsobeno tím, že figurant si upravil pozici ruky, tak, aby se o ni mohl lépe zapřít a nestala se mu při pití nečekaná nehoda. Od dvacáté třetí sekundy už se tlak na senzory ustaluje, což znamená, že figurant už nedělá žádné další pohybové aktivity a pouze v klidu pije.



Graf 7: Záznam figuranta opírajícího se o ruku – senzor 1 byl umístěn pod krkem. V prvních třinácti sekundách ležel pacient v klidové pozici. Od patnácté sekundy se klient opíral o ruku a nakláněl se k nočnímu stolku v úrovni hlavy pro pití, což

zapříčinilo prudký nárůst tlaku. Od dvacáté sekundy se tlak ustaluje a pacient je opřený o ruku.



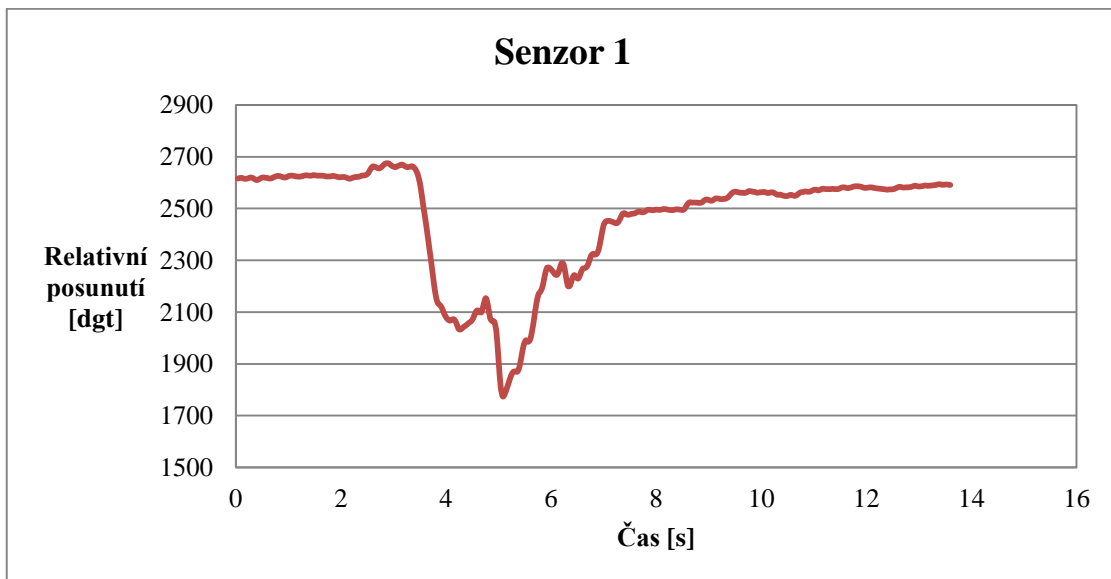
Graf 8: Záznam pacienta opírajícího se o ruku – senzor 2 byl umístěn do úrovně ramen. Záznamy jsou téměř shodné, ale senzor 2 zaregistroval pozvolný nárůst tlaku již v třinácté sekundě.

6.5.6. Záznam změny polohy dolních končetin

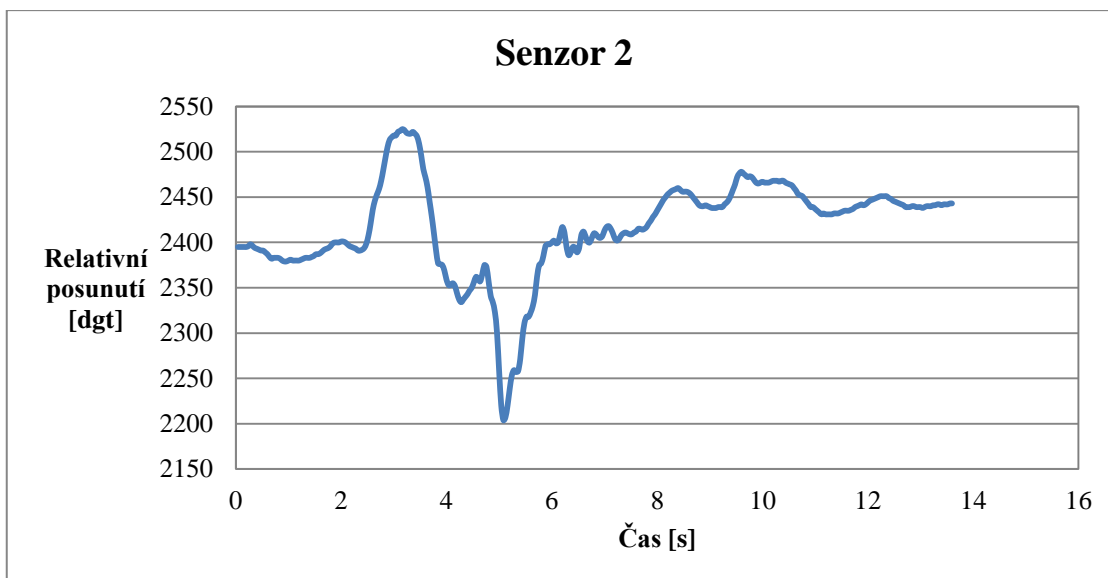
Na Graf 9 a Graf 10 je graficky znázorněn záznam křivky výstupních dat z prvního a druhého pásového ni-ti detektoru tlaku v situaci, kdy si figurant číslo 3 pokrčil nohy v kolenou do 45°. Graf číslo 9 zaznamenává aktivitu prvního senzoru. Graf číslo 10 pak odpovídá čidlu číslo 2.

Figuranta číslo 3 jsem požádala, aby z klidné polohy vleže pokrčil nohy. Tento pacient byl nemohoucí, takže jako podporu používal madlo s popruhem připevněným k hrazdě postele. Do druhé sekundy je figurant v klidu a senzory nezaznamenávají žádnou výraznou pohybovou aktivitu. Od druhé sekundy však dochází k nápadnému zvýšení tlaku u senzoru číslo 2 a u senzoru číslo 1 k markantnímu poklesu tlaku. To je zapříčiněno oběma polohami senzorů. První čidlo je pod hlavou v týlní oblasti a druhé je v oblasti ramen. Znamená to tedy, že po mé žádosti figurant současně se začínajícím pokrčováním obou dolních končetin nadzdvihl i hlavu. Tím ulevil tlaku na senzoru 1 a naopak zvýšil tlak na senzoru 2. Od čtvrté sekundy se figurant zachytává pomocného

závěsného madla a tím velice výrazně ulevuje sensorům od vyvíjeného tlaku. Relativní posun tím klesá až na zaznamenanou minimální hodnotu. Poté, co pacient úplně pokrčil nohy, se pouští madla. Na grafu je patrné, že si lehá zpět na záda a na senzory to vyvíjí další tlak. Na grafu senzoru 1 je pozvolnější nástup tlaku, protože je v týlní oblasti a figurant pokládá hlavu pomaleji než trup.



Graf 9: Záznam o změně polohy dolních končetin – senzor 1 byl umístěn pod hlavou v týlní oblasti. Do druhé sekundy je pacient v klidu. Od druhé sekundy figurant nadzdvihl hlavu a v důsledku toho dochází k poklesu tlaku. Od čtvrté sekundy využil jako podporu hrazdu s madlem, čímž ještě více ulevil tlaku na senzor. Po té, co pacient pokrčil nohy, se od páté sekundy pouští madla a vrací se zpět do pozice vleže. Tlak na čidlo se postupně zvětšuje a ustaluje.

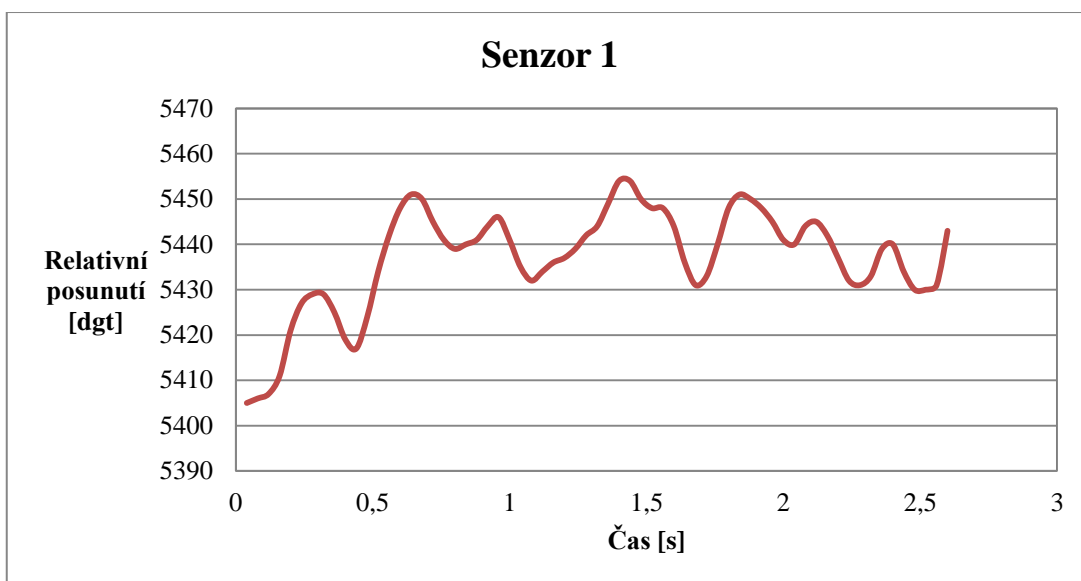


Graf 10: Záznam o změně polohy dolních končetin – senzor 2 byl umístěn v úrovni ramen. Do druhé sekundy byl pacient v klidové poloze. Od druhé sekundy zvedá hlavu. V důsledku toho se zvětšuje tlaková zátěž na senzor 2. Od čtvrté sekundy figurant využívá pomocnou hrazdu s madlem. Ulevil tím tlakové zátěži na čidlo. Když pacient pokrčil nohy, pouští se od páté sekundy madla a opět zvětšuje zátěž na senzor, která se postupně ustaluje.

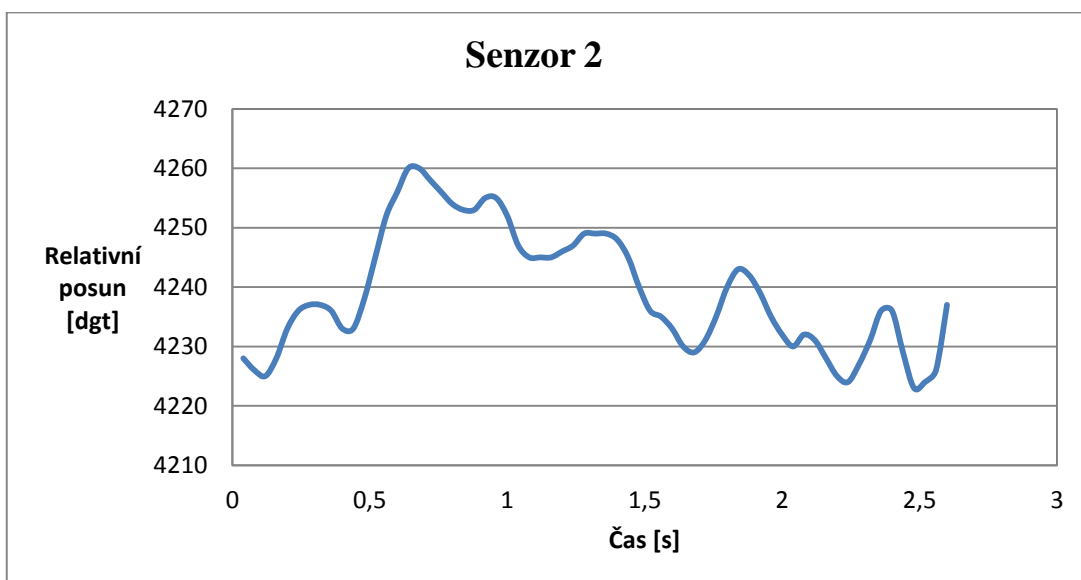
6.5.7. Záznam dechové aktivity těsně po námaze

Na Graf 11 a Graf 12 je graficky znázorněn záznam křivky výstupních dat o dechové aktivitě figuranta číslo 2 z prvního a druhého pásového ni-ti detektoru tlaku. Toto je jediný případ figuranta, který má ve své diagnóze zapsanu přítomnost kardiostimulátoru. Graf číslo 11 zaznamenává aktivitu prvního senzoru. Druhý graf s číslem 12 odpovídá čidlu číslo 2. Oba tyto senzory jsou schopny zaznamenávat reálnou dechovou aktivitu člověka ležícího na lůžku.

Figurant číslo 2 je ležící. Zvládá pouze krátké přesuny s pomocí zdravotních sester nebo ošetřovatelek. Tato výstupní data grafu jsou naměřena těsně po námaze pacienta. Tím je pravděpodobně způsobena rychlá frekvence dechu a krátké nádechy a výdechy, které jsou na grafu zřetelně patrné. V první sekundě záznamu se začíná figurant nadechovat. Při nádechu je vyvíjen větší tlak na oba senzory. Křivka obou senzorů výrazně stoupá. Po dosažení maxima křivka naopak klesá, kdy figurant začal vydechovat. Tím se uvolňuje tlak na obou senzorech. Dále se střídají jednotlivé nádechy a výdechy. Rozsah mezi hodnotou největšího nádechu a hodnotou největšího výdechu na křivce je u prvního senzoru téměř 37 dgt. U senzoru číslo 2 je rozsah zhruba 31 dgt.



Graf 11: Záznam dechové aktivity těsně po námaze imobilního pacienta s přítomností kardiostimulátoru – senzor 1 byl umístěn pod krk. V první polovině sekundy záznamu se figurant nadechl a mírně vydechl. Od druhé poloviny sekundy dochází k většímu nádechu. Při nádechu je vyvíjen větší tlak na senzor. Křivka výrazně stoupá. Po dosažení maxima, kdy figurant začal vydechovat, křivka naopak klesá. Tím se uvolňuje tlak na senzoru. Dále se střídají jednotlivé nádechy a výdechy.

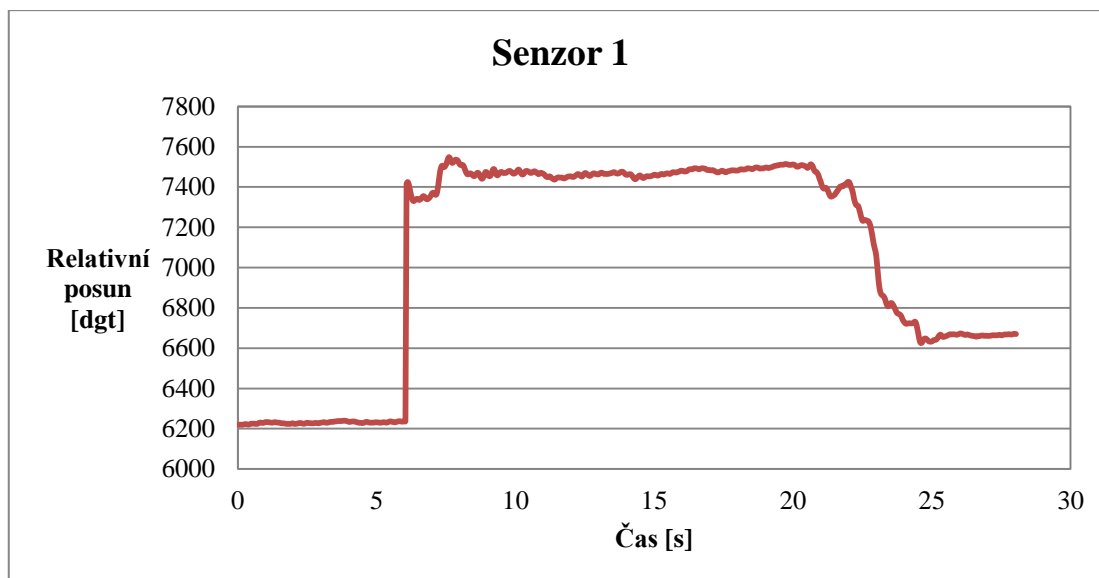


Graf 12: Záznam dechové aktivity těsně po námaze imobilního pacienta s přítomností kardiostimulátoru – senzor 2 byl umístěn do úrovně ramen. V první polovině sekundy záznamu se figurant nadechl a mírně vydechl. Od druhé poloviny sekundy dochází k většímu nádechu a mírnému výdechu. Na záznamu je vidět, že pacient dýchal rychle a mělce. Dále se střídají jednotlivé nádechy a výdechy.

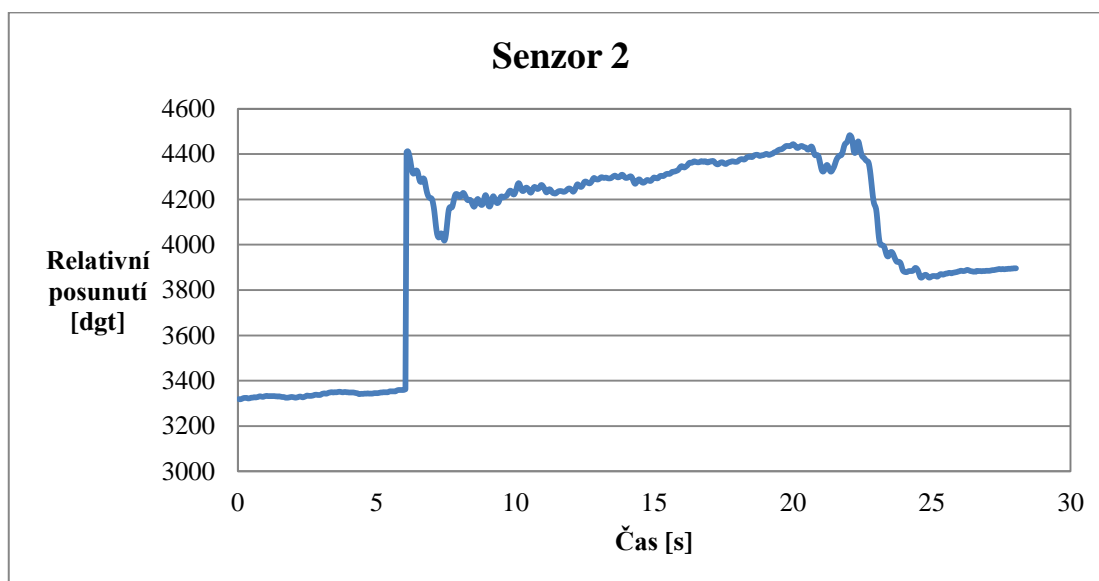
6.5.8. Záznam změny polohy horních končetin

Na Graf 13 a Graf 14 je graficky znázorněn záznam křivky výstupních dat z prvního a druhého pásového ni-ti detektoru tlaku. Graf číslo 13 zaznamenává aktivitu prvního senzoru. Graf číslo 14 pak odpovídá čidlu číslo 2. V tomto případě se jedná o situaci, kdy byl figurant číslo 5 požádán, aby zvedl ruce a podložil si je pod hlavu. Na záznamu grafu je vidět i zpětný proces, kdy figurant vrací horní končetiny zpět do polohy připažení.

Na grafu je patrné, že v prvních šesti sekundách figurant číslo 5 ležel v klidu, bez výraznější pohybové aktivity. Od šesté sekundy markantně stoupá křivka obou senzorů. To je důsledek zvednutí paží do polohy, ve které si s nimi podkládá hlavu. Pacient má senzory umístěny pod hlavou v oblasti úst a pod krkem. Je tedy jasné, že se tlak na senzory musel zvětšit. Mezi sedmou a osmou sekundou dochází k minimálnímu propadu. Ten je zapříčiněn nepatrným pohybem, když si figurant malým pohnutím zpřijemnil polohu paží. Od osmé sekundy se tlaky na senzory ustalují, protože se neděje žádná výrazná pohybová aktivita. Od dvacáté první sekundy dochází ke zpětnému procesu. Pacient si pokládá ruce zpět podél trupu a tlaky na senzory se zmenšují. Nenavrácení hodnot do původní polohy je pravděpodobně zapříčiněno pozměněnou polohou paží na konci měření, než byla jejich původní poloha na začátku.



Graf 13: Záznam změny polohy horních končetin – senzor 1 byl umístěn pod hlavou v oblasti úst. V prvních šesti sekundách byl pacient v klidové pozici. Od šesté sekundy výrazně stoupá křivka tlaku. Pacient si dal ruce pod hlavu, což zvýšilo tlak na senzor. Do dvacáté sekundy se tlak ustálil. Od dvacáté sekundy dochází ke zpětnému procesu, kdy pacient vrací ruce podél těla a tím uvolňuje tlak na senzor.



Graf 14: Záznam změny polohy horních končetin – senzor 2 byl umístěn v oblasti krku. V prvních sedmi sekundách byly záznamy z obou senzorů téměř totožné. Druhý senzor je citlivější, tak zaznamenal mezi sedmou a osmou sekundou pokles, když si figurant upravoval polohu paže. Do dvacáté sekundy se tlak ustálil. Od dvacáté sekundy dochází k poklesu tlaku na čidlo v důsledku zpětného procesu, kdy pacient vrací ruce podél těla.

6.6. Technické zhodnocení

Snímání dechu pacienta za pomoci tlakového senzoru již existuje, ovšem cílem bylo hledat levné a jednoduché řešení pro potřeby ošetrovatelství. Monitorovací systém pacienta za pomoci nikl-titanového senzoru je bezkontaktní a nezaznamenává pouze dech, ale i pohybovou aktivitu pacienta na lůžku. [17]

Klienti Centra nejsou pouze imobilní. Jsou zde i lidé, kteří nejsou upoutáni na lůžko i klienti, kteří si sami dojdou na toaletu, na nákup nebo si sednou na lavičku v parku. V těchto případech bylo umístění senzorů téměř bezproblémové. Pokud byl senzor ve špatné poloze a docházelo k přetížení, nebylo velkým problémem přesunout čidlo do jiné polohy. Zpravidla bylo dostačující, aby se klient zvedl do sedu a po nadzdvihnutí matrace se senzor přemístil.

Ovšem snadný přístup k senzorům má i svá negativa. Senzor je například přístupný i pacientům s demencí. Mohl by poškodit přírodní kabely, přesunout senzory do špatné polohy, a podobně. Pokud by se do budoucna uvažovalo o používání senzorů u patientského lůžka, bylo by nutné zabezpečit, aby čidla nebyla pacientovi přístupná. Nejen z důvodu jejich bezpečnosti, ale i z důvodu správného fungování monitorovacího systému.

Poněkud složitější případ nastal, když byl pacient imobilní a byl upoután na lůžko. Klienti se samozřejmě snažili podle svých možností spolupracovat, ale v některých případech to bylo nedostačující. Bylo zapotřebí několika pracovníků Centra, aby pacienta nadzdvihli. V případě, že některý ze senzorů zaznamenal přetížení, poloha čidla se musela opakovaně měnit. Personál byl po několikáté změně polohy vysílen a nutné neustálé řešení situace obtěžovalo i pacienty, se kterými se neustále manipulovalo.

Polohovací lůžko představuje v umístění senzorů určitý problém. Ve většině zdravotnických zařízení jsou pokoje vybaveny polohovacími lůžky, a to nejenom se dvěma, ale i se čtyřmi pohyblivými částmi. Pokud si pacient nadzdvihne horní část lůžka, dojde k nerovnosti mezi prostředním a horním dílem podle toho, jaký úhel náklonu si pacient zvolí. Při krátkodobém měření jako byla tato, jsem senzory umístila podle požadovaných možností. V případě dlouhodobého měření by se měly senzory

umístit tak, aby neležely přes oblast zlomu horního a prostředního dílu. Při náklonu by mohlo dojít k nechtěnému přemístění senzorů, nebo dokonce k jejich poškození.

Při určitých polohách jsem byla nucena senzor přemístit. Zejména v poloze, kdy byl první senzor níž, vykazoval známky přetížení. Jednalo se o oblasti hrudníku, kdy zátěž na senzor byla větší, než byl schopen objektivně zaznamenat. Data se pohybovala v horní hranici rozsahu a křivka na grafu se jevila jako rovná čára, což není možné, protože by to znamenalo, že pacient ani nedýchá. Po přenastavení polohy senzoru probíhalo samotné měření bezproblémově. Pacienty jsem postupně požádala, aby zakašlali, nadzdvihli se a opřeli o ruku, otočili se na levý bok a zpět na záda, pokrčili nohy, vrátili je zpět, a dali se ruce pod hlavu.

Po skončení měření nastala jistá komplikace v případě, že se některé záznamy z pokusů neuložily. Řešení nastalo při vypnutí a zapnutí programu. Pacient byl požádán o možnost podrobit se novému pokusu. Klienti byli ochotní a snažili se o maximální spolupráci. V případě, že by byly sestrami či jiným zdravotnickým personálem záznamy pacientů pouze sledovány v reálném čase, není dle mého hodnocení v občasném výpadku ukládání dat žádný zásadní problém, dokonce by nebylo nutné data ukládat. Ovšem z důvodu jistoty, kontroly a jisté právní ochrany by se data měla ukládat bez výpadků a chyb.

Systém také po zapojení všech částí a otevření programu nezobrazoval zapojené senzory. Vše se ovšem vyřešilo buď restartem programu, nebo znovuzapojením kabelů, což jsou úkony, které se dají zvládnout operativně na místě. Tento drobný problém ovšem zvládne vyřešit zdravotnický personál sám, bez nutné přítomnosti osoby z technické podpory.

Z grafů je patrné, že senzor číslo 1 je méně citlivý. Téměř nereagoval na menší změny jako senzor číslo 2, zaznamenával pouze větší pohyb na lůžku jako například otáčení. Také se velice často stávalo, že došlo k přetížení prvního čidla. Senzor číslo 2 pracoval bezchybně. Vzhledem k tomu, že v průběhu měření mi každý pacient sdělil, že alespoň jednou spadl, a to dokonce i pacienti upoutaní na lůžko, bude tento systém přínosný a užitečný. [18]

7 Závěr

Konkrétní měření probíhala v Centru sociální pomoci ve Vodňanech. Bylo vybráno 10 figurantů, kteří souhlasili s experimentem. Všichni byli informováni o průběhu měření a také podepsali souhlas s nahlédnutím do jejich zdravotnické dokumentace, v němž byli ujištěni, že bude zaručena ochrana osobních dat dle zákona č. 101/2000 Sb. a budou dodržována pravidla lékařského etického kodexu. Tyto originální souhlasy z důvodů ochrany osobních dat nejsou součástí bakalářské práce, ale budou archivovány na studijním oddělení Ústavu zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci v osobní složce studenta.

Experimentální měření prokázalo vhodnost monitorovacího systému za pomoci nikl-titanového senzoru a výsledky jsou použitelné do budoucna. Systém je schopen zaznamenávat nejen dechovou aktivitu pacienta na lůžku, ale i změny poloh. Záznam dechové aktivity je důležitý zejména v případech, kdy dojde k zástavě dechu. Monitoring problém ihned zaznamená a personál tak má šanci okamžitě zasáhnout. Stejný případ nastává v okamžiku, kdy má pacient epileptický záchvat. Systém změnu dechové aktivity zachytí a ihned uvědomí personál. Z tohoto důvodu by bylo dobré naprogramovat algoritmus, který by alarmem upozornil zdravotnický personál, že pacientův stav není v pořádku a je potřeba okamžitě jednat.

Součástí měření byly dva senzory, které byly umístovány vedle sebe a v téže vzdálenosti od okraje postele. Výsledné naměřené hodnoty byly tedy stejné. V případech, kdy by byl každý senzor na opačném boku postele, mohly by lépe sledovat pacientovy pohyby při otáčení nalevo nebo naopak vpravo. Pokud by se přidalo třetí čidlo, mohly by se lépe a detailněji sledovat i pohyby dolních končetin. První snímač by byl uložen pod hrudníkem, druhý senzor pod pánví a třetí pod dolními končetinami. V takovém rozložení by byly zmapovány všechny oblasti pacienta. Druhý senzor pod pánví by musel být přizpůsobený na větší zátěž, protože už při tomto experimentu byly problémy s přetížením senzoru 2, který byl umístěn pod hrudníkem.

Pro lepší upevnění senzorů pod matrací by bylo dobré určitým způsobem zafixovat pozici, ve které je. Vzhledem k polohovacím postelím a aktivitám pacientů se může stát, že se senzor přemístí nebo se poškodí. Stejný problém nastává při převlékání postelí, personál může omylem pohnout se senzory. Pokud by se jednalo o lůžka

s lamelovým roštem jako má např. Eloflex a ne s plastovými díly jako u postele Eleganza, mohlo by dojít k situaci, že senzor propadne mezi lamelami.

U dlouhodobě ležících pacientů jsou používány antidekubitní matrace. Pokud by se jednalo o druh pěnové matrace, nebyl by v naměřených hodnotách žádný rozdíl. V případě vzduchové matrace, která je účinná díky střídavému přefukování komor, by mohly být naměřené hodnoty zkreslené. Monitorovací systém by měl do budoucna být upraven i pro antidekubitní matrace.

Monitorovací systém pacienta za pomoci nikl-titanového senzoru je jistě velkým přínosem pro zdravotnictví. Vylepší nejen poskytované služby, ale usnadní kontrolu zdravotnickému personálu. Výsledky získané z této bakalářské práce by mohly být přínosem pro další vývoj a vylepšení monitorovacího systému.

Použitá literatura

- [1] Timurová, P. *Magnetické senzory a jejich využití (rešerše)*. Plzeň, 2012. bakalářská práce (Bc.). Západočeská Univerzita v Plzni. Fakulta elektrotechnická
- [2] Ripka, P., Ďaďo, S., Kreidl, M., Novák, J. *Senzory a převodníky*. Vyd. 2. Praha: ČVUT, 2011. ISBN 978-80-01-04696-8
- [3] Maixner, L. a kol. *Mechatronika: učebnice*. Brno: Computer Press, 2006. ISBN 80-251-1299-3
- [4] Kochaniček, L. *Automatizace: Nejpoužívanější snímače v automatizaci*. Coptel: Internetový portál [online]. 2009-2014. 14.10.2010. Dostupné z: <http://coptel.coptkm.cz/index.php?action=2&doc=7943>
- [5] Elektro. *Základní pojmy a veličiny* www.odbornecasopisy.cz [online]. 2007. Dostupné z: http://www.odbornecasopisy.cz/index.php?id_document=36742
- [6] Symerský, T. *Kapacitní senzor v keramice nízkých teplot*. Brno, 2009. bakalářská práce (Bc.). Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
- [7] Svoboda, E. *Přehled středoškolské fyziky*. Vyd. 4. Praha: Prometheus, 2006. ISBN 80-7196-307-0
- [8] Rosina, J., Vránová, J., Kolářová, H., Stanek, J. *Biofyzika: Pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada Publishing a.s., 2013. ISBN 978-80-247-4237-3
- [9] Rudney, V., Loveless, D., Cook, R. L., Black, M. *Handbook of Induction Heating*. Florida: CRC Press, 2002. ISBN 9780824708481
- [10] Gautschi, G. *Piezoelectric sensorics: force, strain, pressure, acceleration and acoustic emission sensors, materials and amplifiers*. New York: Springer Science & Business Media, 2002. ISBN 3540422595
- [11] Sedlák, B., Štoll, I. *Elektrina a magnetismus*. Vyd. 2. Praha: Academia, 2002. ISBN 80-200-1004-1

- [12] Ďaďo, S., Kreidl, M. *Senzory a měřící obvody*. Vyd. 2. Praha: ČVUT, 1999. ISBN 8001020576
- [13] Bhattacharya, K. *Microstructure of martensite: why it forms and how it gives rise to the shape-memory effect*. New York: Oxford University Press, 2003. ISBN 0198509340
- [14] *Snímač tlaku a/nebo síly*. Česká republika. Patentový spis, 304873. 2014-12-17. Technická univerzita v Liberci, Fyzikální ústav AV ČR
- [15] Mysliveček, J., Trojan, S. *Fyziologie do kapsy*. Praha: Triton, 2004. ISBN 80-7254-497-7
- [16] Pospíšilová, B., Procházková, O. *Anatomie pro bakaláře I: obecná anatomie, systémy pohybové a orgánové*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2010. ISBN 978-80-7372-675-1
- [17] Kořová, M., Kolářová, J., Žalud, L., Dobšák, P. *Monitorování dechu pomocí tlakového senzoru*. Elektrorevue [online] 20.10.2014. Dostupné z: <http://elektrorevue.cz/cz/clanky/biomedicinske-inzenyrstvi/0/monitorovani-dechu-pomoci-tlakovych-senzoru--respiratory-monitoring-using-pressure-sensors-/>
- [18] Dostálová, B., Nahodilová, H. *Prevence pádu ve zdravotnickém zařízení*. Sestra [online] 12.1.2011. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/sestra/prevence-padu-ve-zdravotnickem-zarizeni-457220>

Seznam obrázků

Obr. 1: Základní schéma detektoru

Obr. 2: Monitorovací systém pacienta ni-ti

Obr. 3: Vnější konstrukce nikl-titanového snímače

Obr. 4: Vnitřní konstrukce snímače

Obr. 5: Blokové schéma zapojení ni-ti senzorů

Obr. 6: Blokové schéma zapojení elektroniky snímače

Obr. 7: Budova Centra sociální pomoci ve Vodňanech

Obr. 8: Schématický obrázek pacienta

Obr. 9: Lůžko Eloflex

Obr. 10: Lůžko Eloflex

Obr. 11: Schématický obrázek lůžka Eloflex

Obr. 11: Schématický obrázek lůžka Casa Classic light

Obr. 13: Schématický obrázek lůžka PLN-N85-T

Obr. 14: Schématický obrázek lůžka Eleganza 2

Obr. 15: Schématické rozložení senzorů na lůžku

Seznam tabulek

Tab. 1: Shrnutí základních parametrů nikl-titan senzoru

Tab. 2: Přehled informací o pacientech

Tab. 3: Hodnoty vzdálenosti senzorů

Seznam grafů

Graf 1: Záznam klidové dechové aktivity pacienta na lůžku-senzor č. 1

Graf 2: Záznam klidové dechové aktivity pacienta na lůžku-senzor č. 2

Graf 3: Záznam kašle pacienta-senzor č. 1

Graf 4: Záznam kašle pacienta-senzor č. 2

Graf 5: Záznam změny polohy pacienta ze zad na levý bok-senzor č. 1

Graf 6: Záznam změny polohy pacienta ze zad na levý bok-senzor č. 2

Graf 7: Záznam figuranta opírajícího se o ruku-senzor č. 1

Graf 8: Záznam figuranta opírajícího se o ruku-senzor č. 2

Graf 9: Záznam o změně polohy dolních končetin-senzor č. 1

Graf 10: Záznam o změně polohy dolních končetin-senzor č. 2

Graf 11: Záznam dechové aktivity těsně po námaze-senzor č. 1

Graf 12: Záznam dechové aktivity těsně po námaze-senzor č. 2

Graf 13: Záznam změny polohy horních končetin-senzor č. 1

Graf 14: Záznam změny polohy horních končetin-senzor č. 2

Seznam příloh

Příloha A: Souhlas s účastí na výzkumu

Příloha B: Katalogové zařazení lůžek Eloflex, Casa Classic Light, PLN-N85-T

Příloha C: Fotografie

Příloha D: CD

Příloha A

Souhlas s účastí na výzkumu a s poskytnutím informací z dokumentace uživatele CSP

Vodňany

Já níže podepsaná, datum narození, bytem, souhlasím, aby Eliška Hynková, narozena 21. 4. 1992, bytem Na Sídlišti 477, 387 73 Bavorov, studentka biomedicínské techniky v Liberci, na mé osobě testovala tlakové senzory pod matrací v lůžku. Souhlasím též, aby mohla nahlédnout do mé zdravotnické dokumentace, za účelem získání nezbytných informací, které použije ve své bakalářské práci na téma: Testování tlakových senzorů pod matrací v lůžku. V této práci bude zachována anonymita uživatele.

Zároveň jsem byla seznámena, že uvedený systém není připojen na tělo pacienta, pracuje s bezpečným napětím, a splňuje všechny závazné bezpečnostní požadavky elektronických zařízení ve zdravotnictví. Studentka v rámci svého studia je obeznámena s podmínkami práce na elektronických zařízeních.

Všechny informace budou použity pouze pro řešení bakalářské práce a pro základní výzkum. Při experimentech bude zaručena ochrana osobních dat a budou dodržována pravidla lékařského etického kodexu. Studentka byla poučena, o povinnosti zachovávat mlčenlivost o všech zjištěných skutečnostech po dobu neurčitou. Výzkum probíhá se souhlasem ošetřujícího lékaře a s laskavým svolením ředitelky organizace.

Podpisem potvrzují, že jsem si toto prohlášení před podpisem přečetla a porozuměla jeho obsahu a s obsahem souhlasím.

Ve Vodňanech dne 2. 1. 2014

.....

???

.....

Eliška Hynková

POLOHOVACÍ POSTELE

35






Polohovací postele jsou určeny pro pacienty dlouhodobě upoutané na lůžko. Změna polohy ležícího pacienta je vhodná nejen ze zdravotních důvodů (snižuje riziko vzniku otlaků a zlepšuje prokrvení tělních partií), ale umožňuje také ležícímu pacientovi snadnější vykonávání každodenních činností. V naší nabídce jsou také dětská lůžka a dodáváme i lůžka o zvýšené nosnosti 250 kg s atypickými rozměry ložné plochy.



POLOHOVACÍ LŮŽKO ELOFLEX

Lůžko je určeno pro domácí i ošetrovatelskou péči. Vyznačuje se jednoduchým ovládním, komfortem a vysokou užitnou hodnotou. Výškové nastavení postele umožňuje snadné ulehání či usedání na postel či přesezení na vozík a zároveň usnadňuje obsluhu ošetřující osobě.

Postel je vybavena dřevěným lamelovým roštem děleným na čtyři části: podhlavníkovou, sedací, stehenní a holenní. Pohyb jednotlivých částí lůžkové plochy je prováděn nízkonapěťovými lineárními motory. Jednotlivé polohy jsou navzájem zcela nezávislé a lze je nastavovat buď jednotlivě nebo i současně. Konstrukce lůžka umožňuje následující polohování jednotlivých částí lůžkové plochy:

-  Základní poloha.
-  Zvednutí zádové části až o 72°, tedy do sedu.
-  Zvednutí stehenní části až o 18° s tím, že holenní část zůstává ve vodorovné poloze.
-  Sklopení holenní části tak, že paty uživatele jsou na úrovni sedací části.
-  Zvednutí, či snížení lůžkové plochy ve vodorovné či jakkoliv nastavené poloze v rozsahu 39 cm tak, že sedací část této plochy může být 57 až 96 cm od země.

Technické parametry

Celková hmotnost	85 kg
Rozměry matrace	90x200 cm
Vnější rozměry	106x215 cm
Maximální nosnost	185 kg
Maximální hmotnost pacienta	150 kg
Výškové nastavení	57-96 cm
Výška bočních zábran	36 cm

Rám postele je z kovových profilů doplněn dřevěnými čely a zábranami. Zábrany jsou výškově nastavitelné. Postel je vybavena pojezdovými kolečky s brzdami. Pohonné motory mají přídatný zdroj - 9 V baterii - umožňující pomocný pohyb do horizontální polohy v případě výpadku proudu. Baterie je automaticky aktivována v případě, že jsou stisknuta tlačítka pro pohyb podhlavníkové a nožní části směrem dolů.

Na lůžko **ELOFLEX** je nutno vystavit a revizním lékařem schválit následující dva poukazy:

Lůžko Eloflex **kód ZP 12-0011455** Plně hrazeno
Matrace k lůžku **kód ZP 13-0011417** Plně hrazeno



Ovladač polohování lůžka

Lůžko Eloflex je doplněno hrazdou. Hrazda s madlem se Vám však může hodit také například u křesla nebo běžného lůžka. K tomu slouží samostatná hrazda. Více o ní najdete na straně 67.

POLOHOVACÍ LŮŽKO MECHANICKÉ PLL-P90

Mechanicky polohovatelné lůžko s integrovanými, výškově stavitelnými zábranami. Ložná plocha lůžka je dělená do čtyř sekcí a je tvořena kovovým roštem.

Ložná plocha lůžka má rozměry 90 x 200 cm. Nosnost do 170 kg. K lůžku je možno doplnit pojezdová kola, hrazdu a hrazdičku. V ceně lůžka není matrace a je proto nutné na matraci vystavit samostatný poukaz. Vhodnou matraci je možno vybrat ze seznamu na následující straně.

Kód ZP 12-0022886 Plně hrazeno



Lůžko Casa Classic Light



Lůžka polohovací



135 kg

LŮŽKO POLOHOVACÍ ELEKTRICKÉ SKLÁDACÍ Casa Classic Light 12/0093482

Standardní vybavení

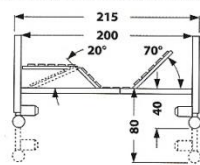
- rozkládací čtyřdílný rošt s nastavením tuhosti lamel
- polohování a výškové nastavení pomocí čtyř elektromotorů
- integrované bezpečnostní postranice
- hrazda s hrazdičkou
- pojezdová kolečka s brzdou
- mechanické nouzové spuštění zádové části roštu
- bezpečnostní pojistka polohování
- transportní a skládací systém TLSU
- povrchová úprava: dýha (přírodní vrstvený buk)

Volitelné příslušenství (viz str. 34–37)

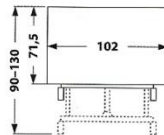
- matrace antidekubitní
- bezpečnostní polstrování postranic
- bezpečnostní zvýšení postranic
- držák nádoby na moč
- stolek k lůžku noční
- stolek k lůžku pracovní
- možnost zvýšení nosnosti lůžka na 160 kg

Casa Classic Light 12/0093482

plně hrazeno



Možnosti polohování lůžka



Transportní systém (TLSU)



Casa Classic Light (nejnižší poloha)



Casa Classic Light (rozložená)

Celková hmotnost	102,5 kg
Největší část	25 kg
Maximální pracovní zatížení	175 kg
Maximální hmotnost pacienta	135 kg
Nastavení výšky lůžka	40–80 cm
Maximální výška včetně hrazdy	181,5 cm
Vnější rozměry v/š/d	87x102x215 cm
Rozměry ložné plochy	90x200 cm
Úhel/délka nastavení zádového dílu	0°–70° / 70 cm
Délka pánevního dílu	24 cm
Úhel/délka nastavení stehenního dílu	0°–20° / 27 cm
Úhel/délka nastavení lytkového dílu	0°–15° / 61 cm
Dekor dřeva	přírodní vrstvený buk

Technické údaje



Bezpečnostní zvýšení postranice



Bezpečnostní polstrování postranice 12/0062683

Nemocniční lůžka

• Lůžko mechanické PLL-N85-T

- kolečka \varnothing 125 mm 2x brzděné 1x směrové
- nárazová kolečka v rozích
- Trendelenburg 16° - mechanický
- polohování zádového dílu 72° plynovou pružinou, nožního dílu 45° samosvorem, polohování lýtkového dílu hřebenem
- kovová lakovaná čela s výplní lamino, typ C
- zábrany skládací kovové lakované
- rozměr ložné plochy: 200 x 85 cm
- pevná výška ložné plochy: 51 cm
- celkový rozměr lůžka: 215 x 97 cm
- nosnost 170 kg



• Lůžko s el. polohováním PLN-N85-T

- kolečka \varnothing 125 mm 2x brzděné 1x směrové
- nárazová kolečka v rozích
- Trendelenburg 16° - mechanický
- elektrické polohování zádového dílu 72°, nožního dílu 45°, polohování lýtkového dílu hřebenem
- kovová lakovaná čela s výplní lamino, typ C
- zábrany skládací kovové lakované
- rozměr ložné plochy: 200 x 85 cm
- pevná výška ložné plochy: 51 cm
- celkový rozměr lůžka: 215 x 97 cm
- nosnost 170 kg

• Lůžko s hydraulickým zdvihem PLH-N85-T

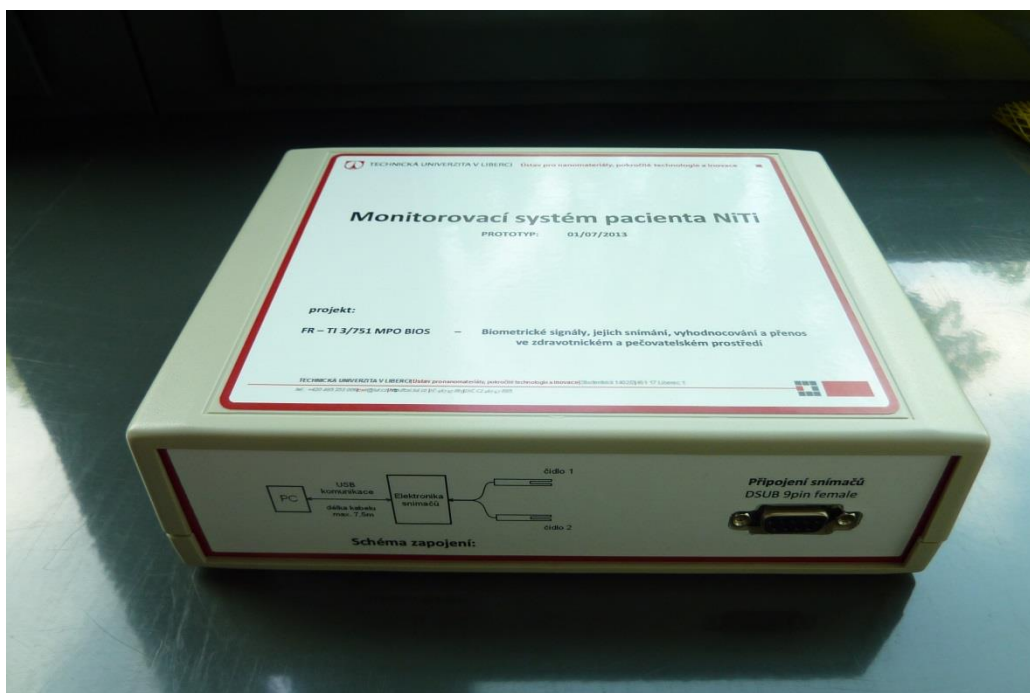
- kolečka \varnothing 125 mm 2x brzděné 1x směrové
- nárazová kolečka v rozích
- Trendelenburg 20°/Antitrend. 10° mechanický
- polohování zádového dílu 72° plynovou pružinou, nožního dílu 45° samosvorem, polohování lýtkového dílu hřebenem
- kovová lakovaná čela s výplní lamino, typ C
- zábrany sklopné lakované
- rozměr ložné plochy: 200 x 85 cm
- nastavitelná výška ložné plochy pomocí hydraulického pedálu: 40 - 80 cm
- celkový rozměr lůžka: 215 x 97 cm
- nosnost 170 kg



Příloha C



Nikl-titanové senzory



Monitorovací systém – měřící elektronika