



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

**Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra biomedicínské techniky**

Návrh systému pro měření fyziologických pohybů subjektů na lůžku

**Design of a system for measuring subjects physiological
movements on the bed**

bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Vedoucí práce: Ing. Vladimír Socha, Ph.D.

Andrew Rybář

Kladno 2016

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou snímání fyziologických pohybů těla metodou měření deformací konstrukce postele v domácím prostředí. Rozmístění tenzometrů proběhlo na základě simulace zatížení v programu SolidWorks. Dále je popsána realizace experimentálního měření a postup při zpracovávání získaných dat.

Klíčová slova

simulace zatížení, tenzometr, deformace, postel, ballistografie, SolidWorks, metoda konečných prvků

Abstract

This bachelor's thesis deals with issue of sensing physiologic movements with strain gauges. Used method measures deformation of bed using strain gauges strategically placed on bed frame. Placing these sensors were led by load simulations outcomes, which were simulated in SolidWorks software. Experimental measurements has been done and data processing were described.

Key words

load simulation, strain gauge, deformation, bed, ballistography, SolidWorks, finite element method

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Andrew Rybář**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Návrh systému pro měření fyziologických pohybů subjektů na lůžku**
Téma anglicky: Design of a system for measuring subjects' physiological movements on the bed

Zásady pro vypracování:

Navrhněte vhodný koncept pro sledování pohybu subjektu ležícího na lůžku pro aplikaci v domácím prostředí. Navržený koncept bude založen na strategickém rozmístění tenzometrických snímačů na konstrukci postele. Vypracujte analýzu současného stavu se zaměřením na chytré postele (smart-beds) a neinvazivní metody hodnocení pohybové aktivity na lůžku. Navrhněte a optimalizujte rozmístění senzorů tak, aby byla možná detekce pohybové aktivity subjektu ležícího na lůžku. Při návrhu se zaměřte také na možnosti hodnocení veličin odvozených z měření pohybové aktivity a to konkrétně na sledování tepové a dechové frekvence. Navržený koncept aplikujte na vybrané lůžko a funkčnost experimentálně ověřte.

Seznam odborné literatury:

- [1] KUTÍLEK, Patrik, Adam ŽIŽKA a Slavka VITECKOVA, Identification of involuntary movements in bed using strain gauge sensors detect bending of the elements of the bed, 35th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP), 2012, 484-488 s., DOI: 10.1109/TSP.2012.6256341
[2] KUTÍLEK Patrik, Adam ŽIŽKA, Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky, ed. 1, Praha: nakladatelství ČVUT, 2012, ISBN 978-80-01-04993-8

zadání platné do: 30.09.2017
Vedoucí: Ing. Vladimír Socha
Konzultant: doc. Ing. Patrik Kutílek, MSc., Ph.D., Ing. Jakub Schlenker

.....
vedoucí katedry / pracoviště

.....
děkan

V Kladně dne 22.02.2016

Prohlášení

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

V Praze dne 19. 8. 2016

Podpis autora:

Poděkování

Chci poděkovat svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Vladimíru Sochovi, Ph.D. za skvělé vedení, ochotu, rady, trpělivost a konzultace, které mi pomohly práci dokončit. Také Ing. Stanislavovi Kušmírkovi za výuku a odborné rady při práci s grafickými prostředky.. Mým konzultantům doc. Ing. Patriku Kutílkovi a MSc., Ph.D., Ing. Jakubovi Schlenkerovi za poskytnutí konzultací v dané problematice.

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Analýza současného stavu.....	2
2.1	Monitorování pacienta v současné době.....	3
2.1.1	Deformace pevného tělesa.....	4
2.1.2	Využití tenzometrů.....	6
2.1.3	Zpracování signálu.....	12
2.1.4	Dosavadní měřicí metody.....	14
2.1.5	Využití programových prostředků pro simulaci zatížení.....	15
2.1.6	Metoda konečných prvků.....	17
2.2	Prostředky pro referenční měření vitálních funkcí.....	17
2.3	Dosavadní studie.....	20
2.4	Shrnutí současného stavu.....	25
3	Realizace měřicí soustavy a metodika měření.....	27
3.1	Aplikace tenzometrů.....	34
3.2	Snímání vitálních funkcí a postup měření.....	35
3.3	Zpracování naměřeného signálu.....	37
3.3.1	Fourierova transformace.....	39
3.3.2	Savitzky–Golay filter (Sgolay filtr).....	39
4	Výsledky.....	40
5	Diskuze.....	58
6	Závěr.....	59
	Reference.....	61
	Přílohy.....	67

1 Úvod

Dýchání a srdeční činnost patří mezi jedny ze základních a nezbytných fyziologických pohybů, které jsou měřeny pro kontrolu stavu pacienta v nemocničním prostředí. Z tohoto důvodu bývá požadována vysoká přesnost a robustnost měřících systémů. Typickým příkladem je měření invazivního krevního tlaku, který podává aktuální a velice přesnou hodnotu měřených veličin. Takovéto invazivní metody jsou převážně využívány při nezbytném monitorování aktuálního stavu pacienta, například při operacích, ale nejsou příliš vhodné pro dlouhodobé monitorování. Z dlouhodobého hlediska mohou být invazivní systémy, nebo i systémy vyžadující neustálý kontakt senzorů s pacientem velice nepříjemná a omezující, stejně tak, jako dlouhodobý pobyt v nemocničním prostředí. S touto myšlenkou oprostít pacienta od jakéhokoli stresu při léčbě, nebo monitorování stoupá zájem o tzv. chytré domy, či telemedicínu jako takovou. Vymýšlí se stále nové monitorovací systémy, které by co nejméně omezovaly pacienta dlouhodobě upoutaného na lůžko, nebo eliminovali nutnost hospitalizace pacienta. S tímto fenoménem však vzniká problém, jaký princip snímání používat, tedy i technická náročnost a také robustnost těchto měřících souprav, jelikož se biologický signál musí nějak přenášet na senzor soupravy a zde vzniká prostor pro rušivé signály. V neposlední řadě stoupá také finanční náročnost na zkonstruování složitějších rozhraní, a proto zde vzniká prostor na vývoj systémů, které by svým principem zvyšovali robustnost a snižovali náročnost na technické požadavky senzorů. Jedním takovým principem by mohlo být strategické rozmístění tenzometrických snímačů po nosné konstrukci postele, která přenáší fyziologické pohyby a vyřešit tak problém s robustností snímání biosignálů.

Cílem tohoto projektu je navrhnout takový senzorický systém, jenž se bude zaměřovat na měření vitálních funkcí člověka v poloze ležmo a to především na měření dechové a srdeční činnosti z pohybové aktivity člověka. Tento senzorický systém bude založen na snímání deformace konstrukce postele za použití tenzometrů. Tyto metody budou pomocí simulace zatížení konstrukce postele rozmístěny tak, aby zachycovali co nejefektivněji deformace konstrukce postele tvořené pohybovou aktivitou člověka ležící na lůžku, toto rozhraní dimenzovat na běžně prodávanou postel pro běžné domácí prostředí. Poté experimentálně ověřit přesnost měřícího zařízení a zhodnotit provedení a využitelnost navrženého rozhraní, založeném na námi naměřených datech.

2 Analýza současného stavu

V následujících podkapitolách shrnu aktuální stav měřících metod, které se používají pro neinvazivní měření fyziologických pohybů a studie, které se těmito studii zabývají. Z těchto studií zvýrazním ty, které se zabývají přímo snímáním pacienta na lůžku, a porovnáám tyto metody s metodou, pomocí které budu postupovat já. Z tohoto porovnání vyhodnotím přínos pro mou práci a závěrem zhodnotím, zda má tato práce přínos.

V dnešní době se zvyšujícími se nároky na estetičnost a sladění nábytku existuje spousta druhů postelí s odlišnými konstrukcemi, které ani nemusí mít funkční účel, ale přesto velmi ovlivňují deformace celé postelové konstrukce. Největší prodejci postelí nabízí již možnost výroby rozměrů postele dle přání zákazníka. Celé postele můžeme rozdělit podle základního využití na jednolůžkové postele, dvoulůžkové postele, palandy a postele s úložným prostorem. Jelikož není možné vymyslet univerzální konstrukci pro všechny tyto typy konstrukcí, zaměříme se pouze na typ jednolůžkové postele.

Samotná takováto postel má však své další části, které se mohou dále dělit. První částí je matrace, která může být buď pružinová, nebo vyráběna ze speciální pěny, či latexu. Takové matrace jsou většinou vyráběny navrstvením několika druhů materiálů s rozdílnou tvrdostí na sebe. Tlumí otřesy a přizpůsobují svůj tvar aktuálnímu deformačnímu zatížení. Obecně tedy můžeme říci, že budou fungovat jako dolní propust, která bude pohlcovat vysokofrekvenční otřesy a rozkládat působící sílu od člověka spící na matraci po celé její spodní ploše. Pružinové matrace naopak generují vibrace po pohybu člověka na matraci a vytváří tak další pohybové fragmenty, které jsou pro nás pouze nežádoucí šum. Další variantou je pružinová matrace vyztužená dřevěným rámem. Výhodou takovéhle postele je fakt, že se pod postel nemusí dávat žádné rošty, ale stačí jí dát na rám postele, nebo použít jiné podepření, například nohy, nebo box s úložným prostorem. Výhodou by pro nás byla jistá univerzálnost, pokud by jsme vyřešili problém uvnitř matrace, například snímáním deformace některých pružin. Nevýhodou je však fakt, že v matraci dochází dlouhodobě k trvalým deformačním změnám, která by znehodnotovala kalibraci celé soustavy a v neposlední řadě pohybové artefakty samotných pružin. Dobrými příklady studií, které využívají právě matrace, nebo polštáře jako rozhraní pro snímání fyziologických pohybů, či polohy jsou studie [9,14-15]. Principem tohoto snímání se budu více věnovat níže v této práci v kapitole: dosavadní studie.

Samotné rozměry matrace se vybírají dle rozměrů konstrukce. Standardní rozměr konstrukce na délku je 200 cm. U rozměrů na šířku jsou nejčastěji sériově vyráběné matrace o velikostech 80, 90, 140, 160 a 180 cm.

Dalšími částmi postele je rošt. Rošty jsou většinou lamelové, nebo dřevěné a jejich hlavní funkcí je odvádění vlhkosti z matrace a pohlcení většiny otřesů. Rošt se umísťuje na samotnou konstrukci postele, nebo také na rám postele, který bývá častou náhradou za postelovou konstrukci. Z tohoto důvodu se domnívám, že právě na roštu bude probíhat neoptimálnější deformace pro naše měření, jelikož samotný rám je moc robustní a případné žádané deformace budou lehce zaměnitelné s šumem z okolního prostředí.

Poslední částí postele je postelová konstrukce. Konstrukce mohou nabývat velice rozdílných tvarů, jelikož je to právě konstrukce, s čím jde vizuálně velice manipulovat a firmy toho marketingově velice využívají. Základní stavba se však většinou nemění. Na dvě čela, které jsou umístěny za hlavou a dále rovnoběžně s tímto čelem pod nohy pacienta jsou připojeny dvě bočnice, které jsou právě těmito čely drženy, těmito částem se také říká pelest. Čela mohou buď vést až na zem, nebo jsou podepřeny nohami, či obdobnou konstrukční částí sloužící k podpoře a nadzvednutí postele nad podlahu. Na tento vzniklý pomyslný obdélník je dále přichycen rošt.[34]

2.1 Monitorování pacienta v současné době

V dnešní době je u hospitalizovaného pacienta na jednotce intenzivní péče (dále JIP) a aero resuscitačním oddělení (dále ARO), standardní monitorovat především srdeční a dechovou frekvenci, EKG křivku, SpO₂, neinvazivní krevní tlak a tělesnou teplotu. Pokud si to stav pacienta přímo nevyžaduje, nebo pokud je pacient uložen na běžném nemocničním pokoji, tak se většinou kontroluje pouze teplota a krevní tlak. Nejčastěji se pro tyto účely používá monitor vitálních funkcí. Tyto monitory jsou konstruovány pro použití klasické metody snímání pomocí elektrod či obdobných senzorů, které se nachází přímo na těle pacienta a dochází zde k limitaci pohyblivosti. Například pacient, který je aktivně připojený na EKG, či SpO₂ si nemůže dojít na záchod a i pohyblivost z hlediska převalování je značně zneprůjemněna. Takové to konstrukční zapojení je z důvodu kritického, či velmi rizikového stavu pacienta většinou nezbytné a takto zapojené senzory podávají velmi přesnou a aktuální informaci zdravotnickému personálu a slouží i jako jistá prevence před zhoršením, či selháním některého z monitorovacích funkcí.

Další možností kontroly stavu pacienta jsou ne tak rozšířené snímání fyziologických pohybů, které vznikají důsledkem aktivity srdce a plic, které budu rozebírat níže v této práci. Právě tyto metody jsou nejvíce rozšířené u čerstvě narozených dětí, nebo kojenců, kde monitorování probíhá pomocí podložky uložené pod dítětem, které je napojeno na alarm.



Obrázek 2.1: Na obrázku jde vidět monitor dechu Nanny pro kojence, který funguje na základě měření změn tlaku pomocí piezokrystalů. Napětí z krystalů jde kabelem do vyhodnocovací jednotky, kde je signál dále zpracován a kontrovan skriptem, který při nedodržení podmínek spustí vizuální a zvukový alarm.

Dalším příkladem častého využití tenzometrických snímačů na nemocničních lůžkách jsou tenzometry umístěné v nohách postele, kterou fungují pro měření zatížení postele a zjišťují tak váhu pacienta. Touto integrovanou váhou například disponují moderní nemocniční lůžka značky Linet.

2.1.1 Deformace pevného tělesa

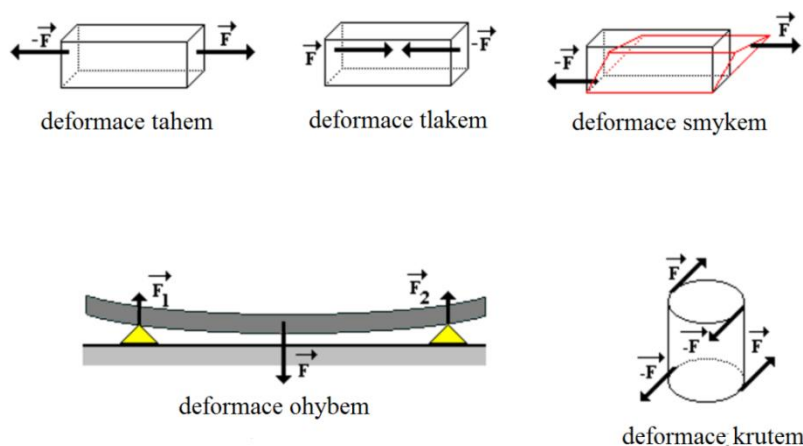
Mým cílem tedy je vytvořit takový mechanismus, který by monitoroval pacienta a neomezoval ho tak, jak tomu je při použití dotykových elektrod. Tento systém bude fungovat skrz přenášení energie do senzorů přes deformaci postelové nosné konstrukce.

Deformace je definována jako jakákoli změna tvaru, rozměrů a objemu daného jednodílného tělesa. Tyto deformační změny jsou z pravidla vyvolány vnějšími silami, nebo například změnou teploty tělesa. Při deformaci je využívána práce, která je potřebná pro změnu prostorových vazeb mezi částicemi tělesa.

Tuto energii dodá objekt působící vnějšími silami, v našem případě člověk působící silou na matraci postele, nebo samotnou konstrukci, kde se pak dále přenáší až do nohou lůžka a dále do země. Může se však také stát, že zem bude působit opačně na konstrukci postele a tím nežádoucně deformovat postel a znehodnocovat snímací fyziologický měřený signál. Takový jev může například nastat při rozvibrování podlahy od kolemjdoucích, projíždějících aut, zapnuté pračky a podobně.

Deformace se pak dále dělí na pružnou (elastickou) a trvalou deformaci (tvárnou, plastickou). Pružnou deformací se rozumí taková deformace, u které nedochází ke změně tvaru tělesa po ukončení působení vnějších podmětů na těleso, které byli příčinou prvotní deformace. Jak moc můžeme předmět zatížit tak, aby se vrátil do svého původního tvaru, udává fyzikální vlastnost, která se nazývá pružnost. Trvalé deformace zůstávají i po odstranění vnějšího působení na těleso a vrácení tělesa na původní teplotu. V praxi se tyto dvě deformace vyskytují zároveň. Z toho důvodu bude potřeba tenzometry kalibrovat, nebo výsledný signál normalizovat na stálou hodnotu tak, aby stálá deformace neovlivňovala průběh měření, jelikož je pro nás žádoucí pouze elastická deformace. Z toho důvodu je použití jiných materiálů, než ty, které tvoří krystalickou mřížku nevhodné. Příkladem je dřevo, jehož porézní struktura se při konstantním zatížení nedeformuje konstantně a také se dřevěné materiály zcela nevrací do svého původního tvaru, jako kovy.

Deformaci těles se dělí na deformace tahem, deformace tlakem, deformace ohybem, deformace smykem, deformace krutem. Pro nejlepší vyjádření jednotlivých typů deformací jsem použil grafickou ilustraci znázorňující pohyb deformace tělesa. [22]

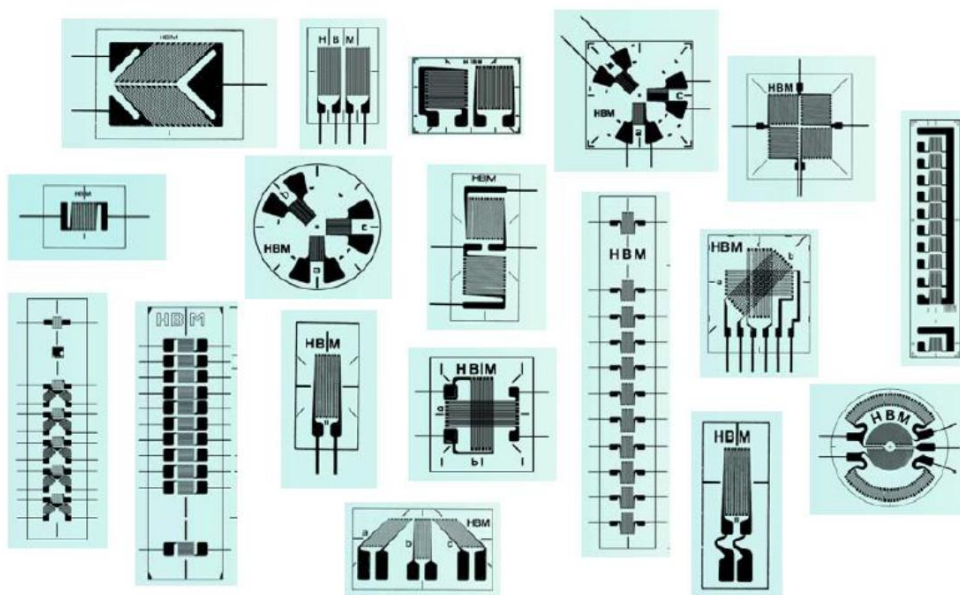


Obrázek 2.2: Znázornění jednotlivých typů deformací. Směr síly F udává směr deformace. [22]

2.1.2 Využití tenzometrů

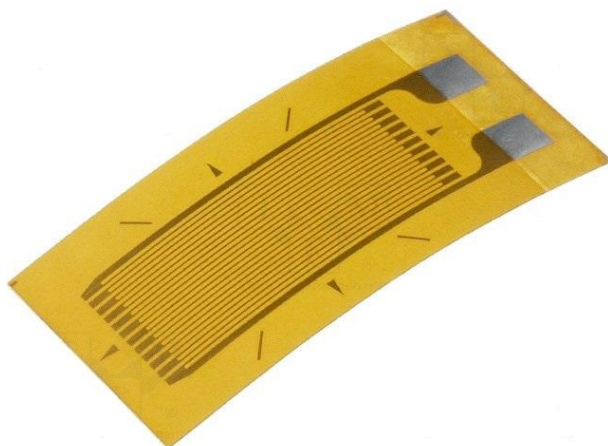
Jelikož namáhání postelové konstrukce, které vzniká působením člověka na postel je oproti nosnosti takové postelové konstrukce velice malé. A tím jsou i velice malé deformace, ve kterých se toto namáhání vyskytuje, budu potřebovat velice citlivé senzory. Ideálním příkladem takových senzorů jsou odporové tenzometry.

Tenzometry jsou snímače napětí, které se řadí mezi snímače založené na změně odporu. Dokážou měřit deformaci tělesa a tím i velikost namáhání. Používají se při statickém, tak i při dynamickém namáhání. A jelikož není nijak jinak možné přímo měřit namáhání materiálu. Jsou používány ve všech konstrukcích, kde je nutné kontrolovat vydrž a stabilitu soustavy. Některé tenzometry mají citlivost už od prahové hodnoty $1 \cdot 10^{-9}$ do frekvence až stovek tisíc hertzů. [25] Jsou vyráběny v podobě drátků, či náplastí, které se přichytávají na vnější okraj dílů konstrukce. Jsou velmi odolné, při dynamickém měření dokážou měřit až v rozmezí od $-200 \text{ }^{\circ}\text{C}$ do $+1000 \text{ }^{\circ}\text{C}$. Při dynamickém měření je životnost tenzometru úměrná, životností velmi kvalitních konstrukčních ocelí, závisí však na volbě materiálu používaného pro měřicí části. Délka a tvar tenzometru, resp. jeho funkční části je běžně mezi jedním až dvaceti milimetry, může však dosahovat daleko větších rozměrů, pokud je potřeba. Váha se pohybuje v tisícinách až desetínách gramu. Z mého hlediska tedy mohu říct, že vydrž tenzometrů, by měla daleko přesahovat životnost konstrukce postele. [25]



Obrázek 2.3: Ukázka různých typů tvarů tenzometrů značky HBM. Dlouhé rovnoběžné čáry udávají směr, ve kterém je měřeno napětí. [28]

Přichycení musí být pevné a tenzometr musí být přichycen celou svou plochou k tomu určenou. Při následném namáhání a tím i změně tvaru tohoto dílu, kde je tenzometr uchycen dochází i k deformaci, většinou zkracování, nebo prodloužení, daného tenzometru. Obecně platí, že pokud dochází k napínání a tím i prodloužení tenzometrické náplasti, či drátku, dochází k prodloužení vodivé dráhy a zároveň ke zkrácení vodiče. [25] Tím se zvýší odpor. To má za následek změnu měrného napětí, nebo proudu. Typicky vyráběný tenzometr má měrný vodič uspořádaný do tvaru harmoniky, tak aby měl co nejdelší rovnoběžné linie v jednom směru a v druhém kolmém pouze ohyby mezi jednotlivými liniemi. Každá přidaná rovnoběžná linie násobí citlivost deformace prodloužení, či zkrácení v daném směru a tím si tenzometr vybuduje jistou odolnost vůči zkreslování jinou deformací, než je od něj požadována měřit. Provedení takového tenzometru vidíme na obrázku 2.4. Při výběru vhodného deformačního členu můžeme snímat jakékoli mechanické změny - sílu, hmotnost, kroutící moment a relativní vlhkost [25].



Obrázek [2.4]: Detail sériově vyráběného fóliového tenzometru s označením TENMEX TFS10/350-P. Na obrázku jde vidět dráha vodiče, která je ukončena rozšířením pro natavení drátku.

V roce 1938 byl objeven první drátkový tenzometr. Byl používán hojně pro vývoj konstrukcí odolávajícím zemětřesení v USA a také byl hojně využíván v leteckém průmyslu. V roce 1952 byl vynalezen fóliový tenzometr a následně v roce 1954 vynalezen polovodičový tenzometr jako důsledek objevení silných piezorezistivních jevů v krystalickém křemíku a germaniu. První tenzometr na našem území byl vyroben v roce 1948 za období Československé Republiky. [25]

Odporové tenzometry se tedy dělí na:

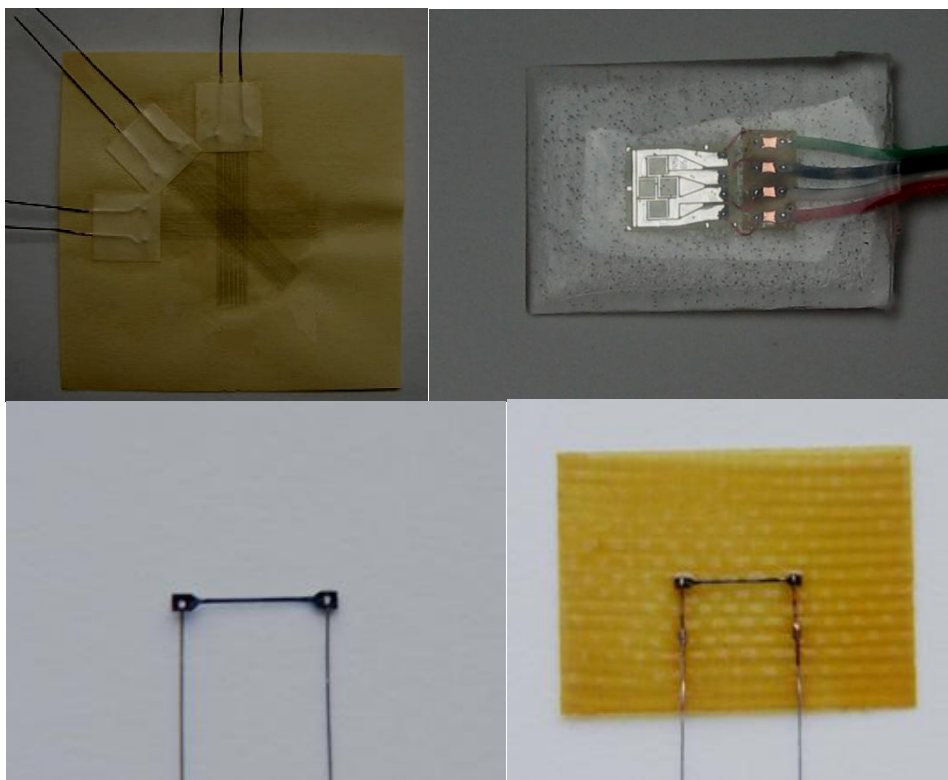
- kovové
 - o drátkové
 - o foliové
 - o vrstvené
- polovodičové[25]

Drátkový odporový tenzometr byl vynalezen jako první (1938, USA) je snadno vyrobitelný, i pro laboratoře, které nejsou specializovány na výrobu tenzometrických snímačů. Jako teplotní kompenzace se používá sériově zapojená kombinace materiálů, kde teplotní roztažnost kompenzuje teplotní koeficient z jiného materiálu. Jelikož je drátkový tenzometr velice odolný proti vysokým teplotám, používá se v kombinaci s azbestovou podložkou a anorganickým lepidlem. [25]

Fóliový odporový tenzometr byl vyvinut v druhé polovině dvacátého století. Jak už název napovídá má daleko menší tloušťku, než drátkový tenzometr a proto také odvádí lépe ztrátové teplo. To mělo za důsledek zvýšení proudového zatížení tenzometru a tím i k tomu odpovídající větší změna výstupního signálu. Výroba je u tohoto tenzometru náročná a vyžaduje přesný fotochemický proces. Náročné výrobní podmínky vyvažují možnost výroby tenzometru přesně na míru. Výrobní proces se dá také zrychlit použitím automatizované výrobní linky. [25]

Vrstvené tenzometry vznikají tzv. naprašováním nosné destičky ve vakuu. Nosná destička bývá většinou z křemíku. Takto se na destičce vytvoří aktivní vrstva.

Polovodičové tenzometry využívají efekt zvaný piezorezistence. Tyto typy odporových tenzometrů byli vynalezeny nejpozději. Citlivost takového tenzometru je oproti klasickému kovovému zhruba stokrát větší. [25] První polovodičové tenzometry se začali vyrábět z germania. Říká se mu tedy germaniový tenzometr. křemíkový tenzometr se začal vyrábět o tři roky po té. Jelikož křemíkový tenzometr převyšoval svými vlastnostmi germaniový, tak byl postupně germaniový vytlačen z trhu. (Ukázky typů tenzometrů jsou vidět na obrázku 2.5). [25]



Obrázek 2.5: Tři různé typy tenzometrů. Ručně dělaný drátkový tenzometr nalepený na vrstvu papíru, který slouží jako izolační vrstva mezi materiálem a aktivní částí tenzometru (v levo nahoře); fóliový tenzometr značky StrainSense nalepený na vzorek pevného materiálu (v pravo nahoře); křemíkový tenzometr výrobce VTS Zlín (dole).

Jednou z nejvíce poruchových a náchylných částí tenzometru je zcela jistě lepidlo. Lepidlo musí být perfektně přilnavé ke všem povrchům, nebo spíše materiálům, které se v dnešní době používají. Důraz je především kladen na výdrž lepidla při vyšších teplotách, náchylnost na změknutí lepidla při ohřevu. Dalším nežádoucím efektem je tzv. creep effect (česky plazivý efekt). Tento jev nastává při dlouhotrvajícím statickém zatížení lepidla v jednom směru, kdy dochází k pomalému tečení lepidla při tuhém stavu. Naopak žádoucí vlastností je odolnost proti vodě, nebo oleji. Nezbytnou vlastností je schopnost přenášet veškeré deformační změny z povrchu na kterém je tenzometr nalepen na aktivní část tenzometru bez časové prodlevy, zkreslení deformace, nebo ztráty rezonační frekvence, pokud se nějaká vyskytuje. V praxi se používá ochrana proti sání vody lepidlem potření celého nalepeného tenzometru ochranným voděodolným nátěrem. [25]

Typy lepidel se v běžné praxi při používání liší dle předpokládané teploty, na kterou se lepidlo bude ohřívat. Při pracovní teplotě tenzometrů do teploty 300 °C se nejčastěji používají epoxidová lepidla. Při teplotách přesahující tuto hranici se do teploty 400 °C používají

polyimidová lepidla. Po překročení 400 °C se pak dále používají pouze anorganická lepidla. [25]

Z předchozích studií a zdrojů [19-21,29,30] jsem zjistil, že je výhodné zapojení tenzometrů do Wheatstoneova můstku. Důvodem je velice malá poměrná deformace při měření zatížení v praxi. Tato hodnota se většinou pohybuje kolem hodnoty poměru $1 \cdot 10^{-3}$ až $1 \cdot 10^{-6}$, což je v jednotkách deformace $\mu\text{m}/\text{m}$, nebo také mV/V . Takové malé hodnoty jsou při měření změně odporu tenzometru velice špatně přesně měřitelné. U běžných tenzometrů se při průměrné konstrukční deformaci dostáváme ke změně odporu v řádech desetin až tisícin Ohmu [29,30]. Zapojení do Wheatstoneova můstku měřený signál chytře zesiluje pomocí využití poměrů velikostí odporů v děličích napětí.

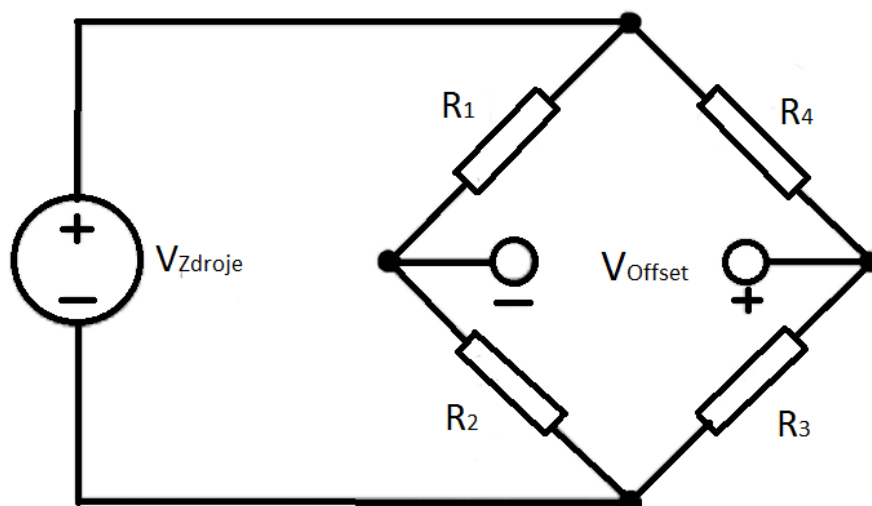
Wheatstoneův můstek se skládá ze dvou paralelně zapojených děličů napětí, jak jde vidět na obrázku 2.5. Odporů R_1 a R_2 představují okruh prvního děliče napětí a odpory R_3 a R_4 představují druhý okruh děliče napětí. Offset (napětí U_{offset} jdoucí z Wheatstoneova můstku) je měřeno mezi svorkami umístěné mezi odpory těchto dvou děličů napětí. Napětí na Offsetu je vyjádřeno následující rovnicí:

$$V_{\text{offset}} = \left(\frac{R_3}{R_3 + R_4} - \frac{R_2}{R_2 + R_1} \right) \cdot V_{\text{zdroj}}, \quad (1)$$

z rovnice vidíme, že pokud se

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_4}{R_3}, \quad (2)$$

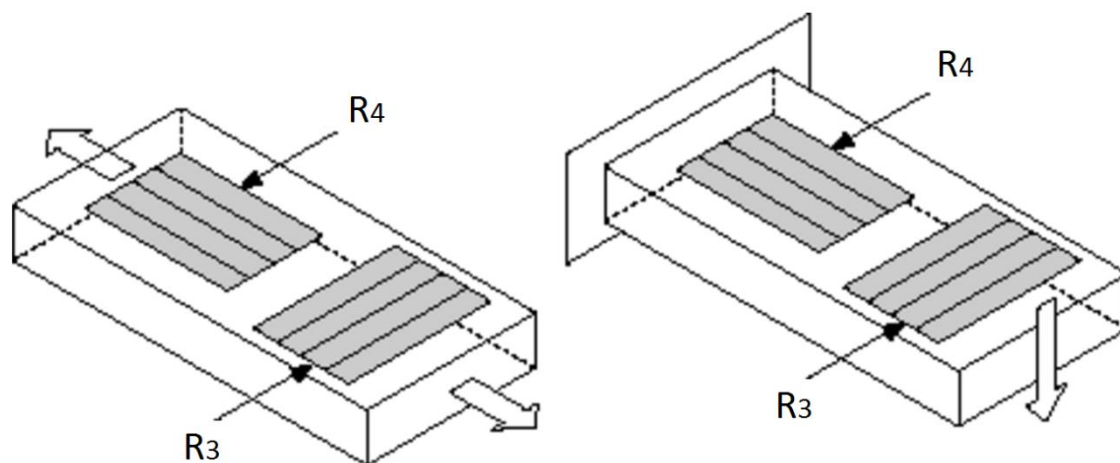
hodnota na Offsetu bude nulová. Pokud se jakýkoli odpor změní, dojde k nerovnováze mezi odpory a na výstupu se ukáže odpovídající napětí. Pokud tedy nahradím jakýkoliv odpor zapojením mého tenzometru, jeho změna odporu bude převáděna na poměr ve Wheatstoneově můstku a měřitelná voltmetrem. Velikost změny takového napětí bude nastavitelná dle výběru velikosti odporu zbylých odporů v zapojení do můstku [19-21,29,30].



Obrázek 2.6: Zapojení do Wheatstoneova můstku pro detekování malých změn v zapojených odporech. [30]

V praxi se používají celkem tři různá zapojení, čtvrtmůstek, půlmůstek a plné zapojení do můstku. Správný výběr zapojení záleží na počtu aktivních členů snímající deformaci tělesa, jejich orientaci a typu použitých odporových tenzometrů, které jsou používány. [30]

Jelikož předpokládám, že deformace konstrukce postele budou probíhat ohybem, i napínáním, nebo stlačováním. Zapojení, které odpovídá mým požadavkům, z předchozích zmíněných je zapojení do čtvrtmůstku, nebo zapojení do půlmůstku s konfigurací znázorněnou na obrázku 2.6. Jelikož při zapojení do čtvrtmůstku nekompensuje tepelnou roztažnost, ani Poissonův efekt a zapojení do půlmůstku je dvakrát tak citlivé. Rozhodl jsem se pro zapojení do půlmůstku. [30]



Obrázek 2.6: Grafické znázornění půlmůstkového zapojení v konfiguraci pro měření podélné a ohybové deformace. Bílé šipky značí směr deformace při kladném zvětšování odporu tenzometrů R₃ a R₄. [30]

Výrobce National Instrument, který takovýto tenzometr vyrábí a dodává do ČR a uvádí, že technické parametry tohoto tenzometru jsou:

- 1) Měření osové a ohybové deformace
- 2) Kompenzace příčné deformace
- 3) Kompenzace tepelné roztažnosti
- 4) Citlivost při deformaci 1000 $\mu\epsilon$ ($\mu\epsilon$ je jednotka poměrné deformace s hodnotou $1 \cdot 10^{-6}$) je 0,65 mV/V. [30]

2.1.3 Zpracování signálu

Po získání dat z tenzometrů je potřeba data upravit, jelikož budou obsahovat rušivé složky, nejčastěji pohybové artefakty a šum. Velkou část nežádoucích složek ve složení biosignálu odfiltruji použitím pásmové propusti. Je tedy nezbytné, aby nastavení horní i dolní prosti bylo korektní. Jelikož je získávání tepové a dechové frekvence pomocí měřící metody ballistografie i v dnešní době vzácností a jedná se spíše o nekonvenční snímání těchto vitálních funkcí, mohu vycházet pouze z několika předešlých studií, které se přesně tímto problémem zabývají a přitom stále používají jednoduché zpracování dat. Většina z těchto prací z důvodu užívání složitých matematických operací přesahují rámec bakalářské práce a realizování obdobného postupu je pro mě nedosažitelné. Příkladem jedné takové studie

je [33]. Budu se tedy zaměřovat na ty studie, které používají jednoduché filtry ze kterých bych mohl vycházet.

Jedna ze studií, o kterou se mohu opírat a částečně replikovat postup při filtraci dat je [31]. Tato práce se zabývá zpracováním signálu ballistokardiogramu pro získání tepové a dechové frekvence. Naměřený signál se skládá z dvou komponent, které senzory detekují. Tyto síly mají rozdílný původ. První jsou síly vyvolané vitálními funkcemi, tzn. dýchání a srdeční tep. A druhé, řádově 100x až 1000x větší než první, jsou síly vyvolané celkovou hmotností člověka. Síly způsobeny vitálními funkcemi se pohybují mezi hodnotami 0,24 až 8 N. Tyto dvě složky se separují a dále se zpracovává pouze druhá složka signálu, kde se autor věnuje odstranění nežádoucího šumu. V prvním kroku je použita horní propust'. V druhém kroku se v signálu najdou lokální maxima a minima pomocí druhé derivace. Je-li v daném bodě derivace nulová, jedná se o bod podezřelý. Pokud se toto lokální maximum, nebo minimum opakuje s frekvencí větší, než je 0,2 Hz, tak jsou tyto maxima a minima odfiltrovány. Stejným způsobem se v této práci filtrují i nízké frekvence těchto bodů. Dále je signál zesílen o zhruba hodnotu $10^4 - 10^6$ a je použita pásmová propust' ve zvoleném rozsahu 0,8 Hz až 8,7 Hz. Všechny peaky mezi kterými je časové rozmezí 0,115 s až 1,25 s jsou tímto způsobem považovány za tepové úderky a z nich je následně vypočítána tepová frekvence. Při získání dechové frekvence je postupováno obdobně. Autor v práci neuvádí hodnoty nastavení filtrů pro získání dechové frekvence.

V další studii [17], ze které bych mohl vycházet je filtrace signálu vyřešena takto. Nejprve je signál zesílen. Dále se předpokládá, že dechová frekvence se nachází v rozmezí od 0,025 do 0,514 Hz. Od obou těchto hodnot se signál filtruje snížením amplitudy o 40dB na dekádu směrem jdoucím od tohoto rozmezí. Pro odfiltrování signálu pro získání tepové frekvence je použita pásmová propust' v rozmezí 0,785 Hz a 18 Hz. Data s amplitudou větší, než je 30% průměru jsou vyhodnoceny jako pohybové artefakty a automaticky mazány. Náhlé velké lokální rozdíly v tepové frekvenci jsou zanedbány jako hrubá chyba v měření a nahrazeny referenčním měřením, které probíhalo pomocí pulzní oxymetrie. Snímaná data probíhala paralelně na 4 senzorech. V případě rozdílu většího než je 10% jsou tyto úseky nahrazeny hodnotami sousedících úseků vzhledem k času probíhajícího měření. Autor uvádí, že filtrace dechové frekvence probíhala na stejném principu.

Při filtrování dat ve studii [32], jsou použité jiné metody filtrace. Tato studie se zaměřuje na získání pouze tepové frekvence. Princip zpracování dat je následovný. Obdrženy

signál je předzpracován pásmovou propustí s hodnotami 10 Hz a 12 Hz. Dále je použita metoda autokorelace, kde se tepová frekvence upravuje korelací z průměru peaků od počátku měření. Dále je použita metoda s názvem energetické prahování. Tato metoda vypočítává frekvenci z energie získané integrováním naměřeného signálu. Další metoda používá výpočet lokálních maxim pro zjištění R-vln. Z intervalů mezi těmito maximy dopočítává dechovou frekvenci. Tyto tři metody jsou na konec porovnány a jsou zjištěny odchylky oproti referenčnímu měření realizováno pomocí EKG.

Jelikož je princip získávání naměřeného signálu mezi těmito studii velice odlišný, stejně jako je odlišný princip získávání dat, který používám já, předpokládám, že nastavení filtrů budu muset upravit dle reálného obdrženého signálu z experimentálního měření. I přes rozdílnosti metodiky se však můžu z předešlých informací odrazet a to hlavně při vyvarování se ztráty dat špatným nastavením filtrů.

2.1.4 Dosavadní měřící metody

Seismokardiografie je neinvazivní proces měření srdeční činnosti. Funguje na bázi monitorování otřesů těla, jehož je příčinou kontrakce srdečního svalu [1]. Tento otřes se většinou měří na hrudi pomocí velmi jemného akcelerometru [2]. Pro naše použití, kdy potřebujeme bezkontaktní měření a zároveň měření dechové činnosti, je tento typ měření nezajímavý.

U fonokardiografie a akustické kardiografie se, podobně jako u seismografie, jedná o neinvazivní metodu měření srdeční činnosti. Tato metoda je založena na bázi snímání zvukových ohlasů srdce, či srdečních chlopní. Tento zvuk je většinou zaznamenáván externím mikrofonom. Existují i však metody, kdy se mikrofón aplikuje invazivně přímo do krevního řečiště. [3] Tato metoda je velice užitečná z důvodu možnosti kontroly srdečních onemocnění měřeného z ohlasů jednotlivých chlopní a šelestí. Bohužel pro naše účely se tato metoda opět specializuje pouze na měření srdeční aktivity. [4]

Další metodou je ballistografie. Jednoduše řečeno je ballistografie snímání aktivity vitálních funkcí (dechová a tepová frekvence) skrz snímání fyziologických pohybů celého těla. Při snímání pouze srdeční tepové frekvence se metodě říká ballistokardiografie. Proudění krve při každém úderu srdce mění těžiště těla, a tyto malé výchylky lehce hýbají tělem, tyto pohyby mohou být zachyceny akcelerometrem, či jiným zařízením měřící polohu [2].

Nevýhodou této metody je, technická náročnost týkající se sběru dat, která spočívá v citlivosti senzorů.[8, 5]

Aktigrafie je metoda, kdy se měří pohyblivost pacienta pomocí akcelerometrů. Tato metoda byla vyvinuta pro monitorování spánkových poruch, aby nahradila dosavadní polysomnografii, která byla pro pacienty nepříjemná [6]. Dnes tato metoda dospěla do stádia zápěstních měřících náramků, které snímají pohybovou aktivitu na konci končetin. [7]

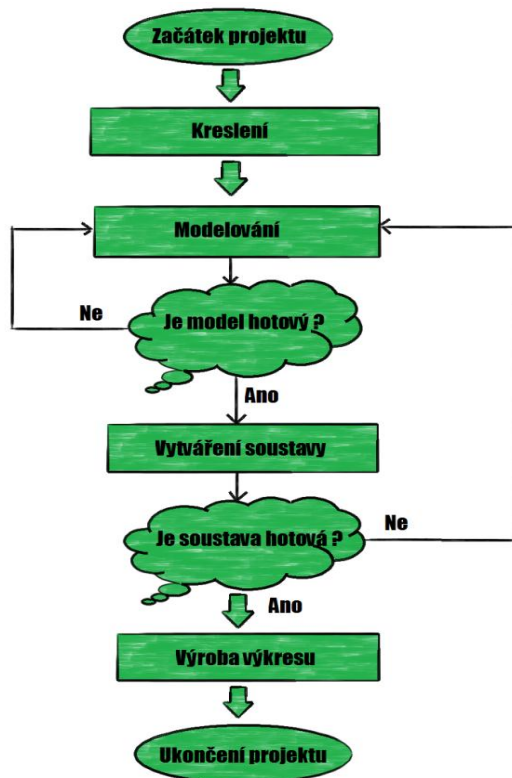
2.1.5 Využití programových prostředků pro simulaci zatížení

Dalším problémem, s kterým se budu potýkat, je identifikace místa, kam tenzometry nalepit, aby mi snímali co nejefektivněji signál přicházející od měřeného subjektu a jejich poloha co nejvíce eliminovala rušivé složky přicházející od okolního prostředí. Pro nalezení takového strategického rozložení tenzometrů na konstrukci postele je ideální postup, který zahrnuje virtuální zobrazení naší postele v programu CAD (computer-aided design - program pro technické kreslení 2-D, nebo 3-D modelů, či celých sestav), ve kterém bych mohl spustit simulaci zatížení a z těchto výsledků obdržel ideální místa pro aplikaci odporových tenzometrů. Jeden z CAD programů, které mám k dispozici je právě SolidWorks.

SolidWorks je program využívaný převážně inženýry, architektky, umělci a vědci sloužící k vytváření 2-D a 3-D modelů, editaci výkresů z dílů, kreslení skic a mnohé další [26]. SolidWorks je tedy skvělý nástroj pro dizajn 3-D modelů. Jedním z dalších důležitých nástrojů, které jsou součástí SolidWorks je SolidWorks Simulation, který slouží k simulaci chování modelu, či různých materiálů při zátěži vnějšími silami [26]. Použití takového programu mi výrazně zkrátí dobu potřebnou pro vyrobení technických výkresů postele a výrobu návrhu rozložení tenzometrů po konstrukci. Také mi velmi usnadní následné úpravy a korekce, pokud budou potřeba. [26,27]

Vytváření modelu v programu SolidWorks funguje následovně. (viz. obr. 2.7) Vytvoření první skici. Vytažení skici do prostoru a vytvoření 3-D modelu. Pokud model není kompletní, vytvoření dalších skic, které se při vytažení do prostoru sloučí s prvotním dílem, nebo, pokud se vytažením skici objekt překrývá již s existujícím modelem, dojde k odebrání materiálu vysunutím právě této skici do prostoru. Po doděláním základního tvaru nabízí program další drobnější, či jiné úpravy, jako je zaoblení hran, výběr materiálů, výběr povrchů, zkosení hran, zakótování předmětu, vytvoření dutiny, či tenkostěnného materiálu a mnoho

dalších. V každém kroku se dají upravovat, či pozměňovat zadané prvky v předchozích krocích. Program automaticky ihned upravuje tvar dle změny hodnot a tím uživatel získává aktuální odezvu na změnu tvaru modelu. Pokud je model hotový, a jsou všechny ostatní potřebné jednoduché modely dokončené tak se přistoupí ke skládání všech dílů do sestavy. Pokud nějaký díl chybí, opakuje se fáze modelování dílů. Při vytváření sestavy může program přidávat vazby mezi jednotlivé díly tak, aby do sebe zapadli. Program má speciální vazby pro všechny možné druhy kontaktních spojů, jako je například závit, nebo přilnavost různých povrchů. Při dokončení všech vazeb můžeme se soustavou hýbat a program nám dává přesnou realistickou odezvu, který díl se jak a kam může pohybovat, pokud nějaký díl nezapadá, nebo je příliš malý, lze ho přímo v modulu pro sestavování dílů do sestavy upravit. Program nabízí další modul, který z hotových trojrozměrných modelů nakreslí výkresy. Při tvorbě výkresů nabízí program pohled z jakékoli strany, možnost zvětšení detailu, pohled s obrázkem rozebíratelnosti soustavy, možnost přidání informací o použitých materiálech a možnost řezu ve výkresu. SolidWorks má své vlastní formáty souborů, takže i při ukončení projektu lze projekt znovu otevřít a upravit jakýkoli prvek. [26,27]



Obrázek 2.7: Grafické znázornění postupu výroby soustavy z dílů při použití programu SolidWorks.

2.1.6 Metoda konečných prvků

Metodu konečných prvků (dále jen MKP) budeme používat jako metodu v programu SolidWorks při simulování zatížení postele subjektem pro nalezení vhodných míst pro instalaci tenzometrů. MKP je matematická metoda určená k vytvoření fyzikálního modelu, ve kterém můžeme vypočítat průběhy napětí, deformace, nebo například tepelnou výměnu, proudění tepla, tekutin, záření, akustiku atd. V dnešní době se metoda konečných prvků nejčastěji používá pro virtuální analýzu konstrukcí, jestli vydrží předpokládané namáhání a jaká je rezerva do selhání pevnosti materiálu. Z názvu již vyplývá, že se objekt rozloží do malých částí o konečných rozměrech, tzn. každý prvek je definován přesnými rozměry. Čím menší jsou rozměry těchto prvků, tím je vytvořená síť jemnější a simulace je kvalitnější, zároveň je náročnější pro výpočet. Každý prvek má kromě tvaru definované fyzikální vlastnosti, pomocí kterých interaguje s okolními prvky. Neznámé veličiny definující chování každého prvku se dopočítávají pomocí diferenciálních rovnic.

Při řešení parciálních diferenciálních rovnic musíme mít definované okrajové podmínky. Zadání okrajových podmínek lze dvěma způsoby dle Dirichleta, nebo Neumana. Dirichletovy okrajové podmínky jsou definovány přímo hodnotou výsledku, která je zadána. Neumanovi okrajové podmínky jsou definovány dosazováním hodnot do derivací, jejíž výsledky definují právě tyto okrajové podmínky. Zjednodušeně řečeno, při řešení namáhání a deformace pomocí metody konečných prvků dle Dirichleta definují působící sílu na objekt a dle Neumana definují podmínky výpočtu silového gradientu protékající do objektu.

2.2 Prostředky pro referenční měření vitálních funkcí

Po sestavení postele a následnou aplikaci tenzometrů budu potřebovat referenci. Tuto referenci budu využívat při vodítku na filtraci naměřeného signálu z tenzometrů umístěných na lůžku a na potvrzení správné funkčnosti celého systému, zda odezvy a dechová frekvence souhlasí s reálnou dechovou frekvencí, či zda je umístění tenzometrů a citlivost celého systému způsobila pro takovéto měření, či zda li je potřeba další úprava. Běžně užívané měřicí postupy jsou EKG pro tepovou frekvenci, nebo např. spirometrie pro měření dechu. Ideálním referencí by byl nějaký telemetrický systém měřící přesně fyziologické funkce, který by neomezoval, či nijak nepozměňoval experimentální měření z lůžka. Takovým systémem je například pro mě dostupný FlexiGuard.

FlexiGuard (obr. 2.8) je modulární biotelemetrický systém, původně navržený pro armádní účely, jehož hlavním zaměřením je automatizované monitorování jednotlivých členů speciálních jednotek. Tento systém byl navržen z důvodu absence takového víceúčelového setu, který by odolával extrémním podmínkám, ve kterém se speciální jednotky armády mohou ocitnout. Je to tedy robustní přístroj pro monitorování vitálních funkcí, monitorování okolního prostředí, polohy jednotlivých členů jednotky a monitorování jednotlivých členů paralelně s ostatními členy jednotky. Přístroj byl navržen v roce 2015. Systém FlexiGuard nijak neomezuje v pohybu, či nezhoršuje pohodlí jedince používající tento systém. Proto se ideálně hodí k referenčnímu měření pro vojáky tenzometrickou postel, jelikož můžeme bez problému uskutečnit obě měření najednou bez jakéhokoli zkreslení naměřeného signálu způsobeným paralelním měřením.

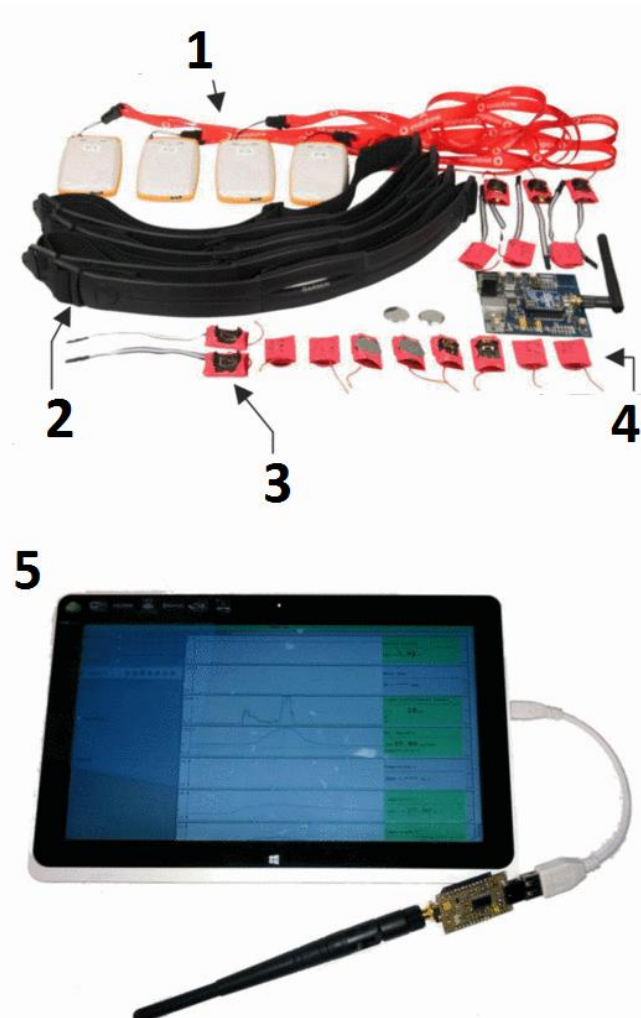
Systém je rozdělený do tří vrstev, které jsou bezdrátově propojeny. První se nazývá Wireless body area network (dále jen WBAN), druhý je Modular sensing unit (dále jen MSU) a poslední vrstva se nazývá souhrnná vizualizační jednotka.

WBAN vrstva je tvořena dalšími třemi moduly: senzorický modul, hlavní modul a napájecí modul. Senzorický modul obsahuje samotný senzor a pomocné okruhy, které mají za cíl filtrovat signál (např. low-pas filtr a anti-aliasing filtr). Hlavní modul dále zpracovává signál od senzorického modulu. Může, v případě potřeby, například převádět analogový signál na digitální. Hlavní modul také obsahuje mikročip, který zprostředkovává bezdrátový přenos. Napájecí modul zprostředkovává připojení baterií a obsahuje také obvody pro kontrolu výdrže baterie.

Druhá vrstva je založena na čtyřvrstvé vytisknuté destičce s obvody a vnitřním napájením, která zde funguje jako hlavní výpočetní jednotka a bezdrátově komunikuje mezi uživatelským prostředím a jednotlivými příchozími signály od používaných senzorů. Kontroluje využití baterií a dokáže uvést celý systém do režimu spánku, pokud je potřeba. Zároveň obsahuje úložný prostor a zprostředkovává datovou komunikaci s PC, pokud je připojeno. Celý tento modul byl navržen tak, aby náročnost na energii byla co nejmenší, avšak výkon byl dostatečný potřebám veškerých funkcí pro bezproblémový chod. Systém také obsahuje možnost vynucení vypnutí po překročení limitní hranice výdrže baterií. Byly použity Li-Polové baterie o kapacitě 1050 mAh a převaděč napětí na 3,3 V.

Třetí a poslední vrstva zajišťuje vizuální náhled nad všemi měřenými veličinami a vypočítává z nich další veličiny, které jsou potřeba, jako například hladina stresu,

energetického výdeje atd. Tyto údaje mohou být zobrazeny na nejrůznějších monitorech, které mají USB port z důvodu připojení přijímací antény. Přenos probíhá přes úložiště v druhé vrstvě, kde jsou data uloženy a následně v přednastaveném formátu odeslány na monitor. Každý data balíček obsahuje identifikační kód sensorické a hlavní jednotky, samotné naměřené hodnoty a čas, ve kterém se tyto hodnoty zaznamenali. [23]



Obrázek 2.8: Ukázka systému FlexiGuard s příslušenstvím.1) Pouzdro MSU jednotky, 2) hrudní pás pro měření tepové frekvence, 3) teplotní senzory, 4) akcelerometry a gyroskopy pro měření aktivity, 5) fotka monitoru používaného pro vizualizaci měření s přijímací anténou [23]

Ozbrojené složky však nejsou jediná cílová skupina systému FlexiGuard. V roce 2015 vyšel další článek [24] o studii zkoumající využití FlexiGuard na záchranných složkách a to především ve zdravotnické záchranné službě, hasičských sborech, horské záchranné službě, policii a záchrannými složkami pracujícími pod zemí, či pod vodou. Systém se především zabýval rizikovými podmínkami, ve kterém by se jedinci mohli nacházet. U hasičských sborů to byla například teplota okolí, teplota těla a poloha jednotlivých záchranářů ve špatně

viditelném prostředí. U horské záchranné služby to může být například monitorování celkového vyčerpání, nebo hladina kyslíku ve vyšších nadmořských výškách. Systém byl testován v laboratorních podmínkách a po technické stránce nevykazoval žádné nedostatky. Prostor je zde pro softwarové vylepšení, vylepšení jednotlivých modulů, nebo přidávání dalších a upravování uživatelského prostředí na míru pro jednotlivé cílové skupiny. [24]

2.3 Dosavadní studie

Dnešním trendem je srdeční a dechovou činnost měřit bezkontaktně pomocí různých druhů senzorů [9-19]. Některé jsou implementovány do lůžek, některé do židlí. Všechny však potřebují svoje rozhraní, ve kterém je pacient měřen, což je pro nás, jenž se snažíme o co nejvíce univerzální senzor problém.

V roce 2011 proběhl výzkum speciální postele (obr. 2.9) s názvem Unobtrusive Non-Contact Detection of Arrhythmias using a "Smart" Bed, která za principu BCG měří srdeční a dechovou činnost. Podstatou této postele bylo měření vibrací pomocí elektromechanické folie (EMFi) přidělanou k matraci. Deformace této folie generovala náboj, jehož změna byla úměrná změně síly působící na folii. Pro optimalizaci měřicí soustavy byla folie umístěna přímo pod místo, kde by se nacházeli pacientovy plíce. Měřicí testy proběhly ve Fakultní nemocnici v Aachenu v Německu. Testů se účastnilo celkem 13 subjektů a z výsledků se dali rozeznat počátky síňové fibrilace. Nicméně docházelo k občasným selháním senzorů a to hlavně při zvyšujícím se počtu rušivých signálů. Autor se ve výsledkách o aktivitě plic moc nezmiňoval, jelikož jeho záměrem bylo udělat zařízení detekující selhání srdeční činnosti. [9]



Obrázek 2.9: Na obrázku je vyfocené technické řešení umístění tenzometrické folie pod pěnovou matrací, která je s fólií spojena a přenáší fyziologické pohyby na senzor, které jsou dále odesílány na zpracování do výpočetní jednotky. [9]

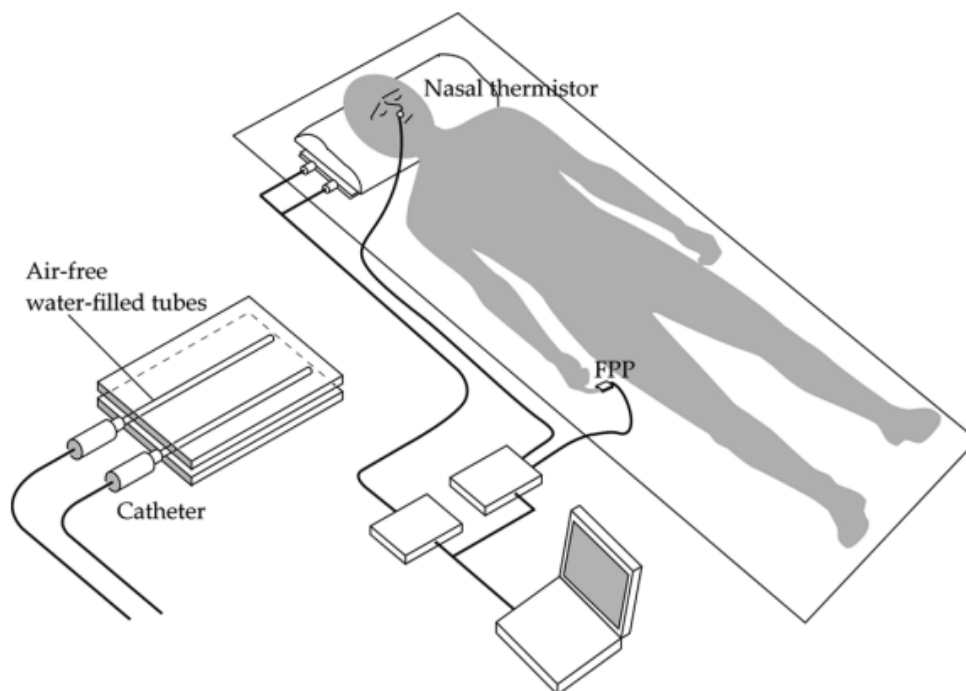
V roce 2008 na Standfordské univerzitě proběhla studie s názvem Robust ballistocardiogram acquisition for home monitoring zaměřující se na měření srdeční činnosti pomocí BCG neinvazivní metodou. Pointou bylo získat kvalitní BCG signál využitím modifikovaných komerčně prodávaných senzorů. To provedli vytvořením platformy, na které pacient nehybně stojí po dobu měření. Sensory měří změnu tlaku, kterou subjekt působí na podložku a následně posílají signál na zpracování. Po zkoušce měření na 21 subjektech zjistili, že signál narušuje několik dalších faktorů, jako je tepelná roztažnost, nežádoucí pohyb způsobující artefakty v signálu, či vibrace budovy. I tak se ale po zpracování signálu dala vyčistit srdeční činnost. Autor studie doporučuje vyvinout software, který by tyto artefakty automaticky filtroval. Tento princip budu využívat ve své práci také. [10]

V roce 2010 proběhla studie s názvem Applying Machine Learning to Detect Individual Heart Beats in Ballistocardiograms zabývající se nalezením nové metody zpracování dat získaných pomocí tenzometrů umístěných na konstrukci postele. Konkrétně na liště nacházející se v místě, kde postel podpírá hrudník. Byli použiti čtyři tenzometry tvořící Wheatstonův můstek. Výsledný signál byl rozdělen pomocí časové filtrace na tep a činnost plic. Dále byl vypracovaný postup, který se koriguje při změně polohy pacienta, nebo náhlejší změně měřených dat způsobenou například arytmií. Na rozdíl od klasických spektrálních nebo časových analýz je tato metoda více odolná proti nežádoucím artefaktům v signálu. [11]

Studie s názvem Evaluation of a Novel Integrated Sensor System for Synchronous Measurement of Cardiac Vibrations and Cardiac Potentials porovnává signál přicházející ze srdečního potenciálu a z mechanických otřesů těla způsobující srdeční činností. Studie proběhla v roce 2009 na univerzitě Simona Frasera v Kanadě. Mechanické otřesy byly měřeny pomocí MEMs akcelerometru. Výstup studie mělo být nahrazení dosud používaného echokardiogramu pro zjištění nesrovnalostí mezi elektrickým signálem řídící srdce a jeho mechanickou odezvou. [13]

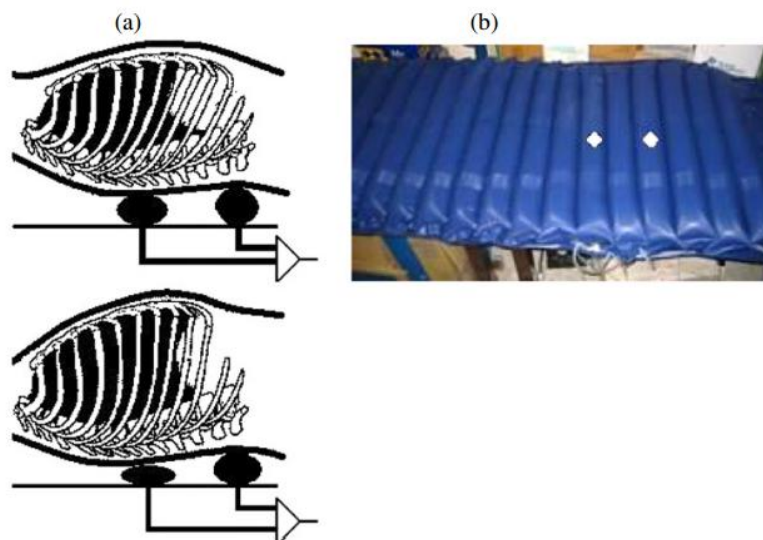
V této studii, Real-Time Monitoring of Respiration Rhythm and Pulse Rate During Sleep, která proběhla v roce 2006 v Japonsku, se měří pomocí trubky plné odvzdušněné vody nacházející se pod polštářem změny hydraulického tlaku. Cílem studie je získat signál srdeční činnosti a také činnosti plic při spánku. Signál byl zpracováván pomocí Waveletové transformace. Tyto naměřené data byly zároveň snímány pomocí průtokového čidla a

pulzního oxymetru, který sloužil jako reference z důvodu ověření přesnosti. Výsledky studie ukázaly, že tato metoda je více jak z 95% přesná. (obr. 2.10) [14]



Obrázek 2.10: Schéma technického provedení tlakového polštáře. V pravo na obrázku jde vidět pacient, který leží na tlakovém polštáři, který je naplněn vodou a je připojen na pulzní oxymetr a průtokový senzor. V levo na obrázku je detail provedení tlakového polštáře, ve kterém jsou zavedené katétry pro snímání tlaku online. [14]

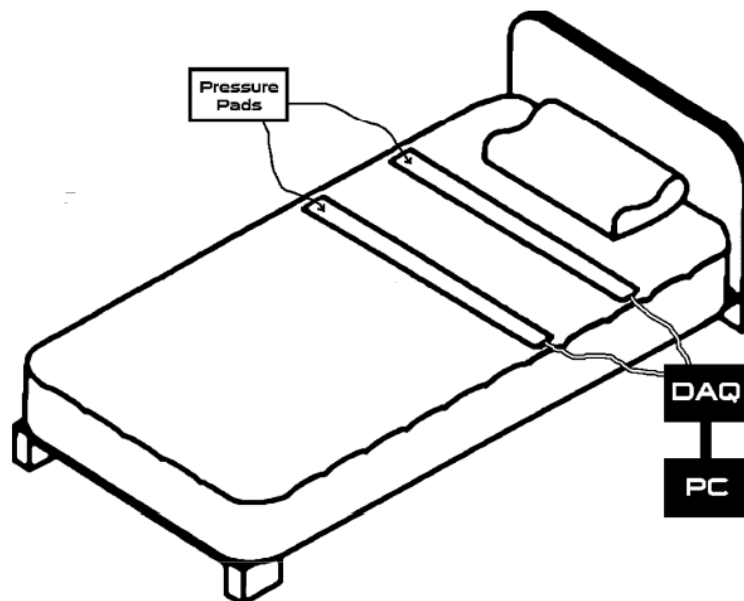
Studie navazující na úspěchy předcházejících studií zabývajících se obdobným řešením je použít nafukovací matraci, která je rozdělená do několika komor, v tomto případě do 19 vzdušných cel (obr 2.11). Po té je měřena diference mezi jednotlivými úseky. Pohybové artefakty zde řeší autor tak, že pokud měřící soustava zaznamená signál převyšující určitou hodnotu, měření se zastaví a po pěti sekundách se diference mezi cely vynuluje. Autor zde neřeší srdeční aktivitu, ale pouze dechovou činnost. Tato studie s názvem Air mattress sensor system with balancing tube for unconstrained measurement of respiration and heart beat movements proběhla v Soulu na národní univerzitě v Koreji v roce 2004. [15]



Obrázek 2.11: Na levé straně vidíme v mediálním řezu polohu těla nahoře při expiraci a dole při inspiraci. Jak jde vidět, tlakové polštářky jsou v obou fázích rozdílně zatíženy a právě zde vzniká měřená tlaková diference. Na pravé straně je vyfoceno reálné technické provedení matrace. [15]

Studie zaměřující se na vývoj optického měření pacienta, a to na dechovou činnost, srdeční činnost a pohyb pacienta. Senzory by neměly pacienta obtěžovat a ani narušovat jeho osobní prostor. Byly použity dva typy prostorových senzorů jeden s inter-modálním rozhraním a druhý využívající funkci "mode conversion". Rozhraní excitující světelné vlny bylo vloženo do matrace a následně byl snímán digitální kamerou pohyb excitovaných bodů. Studie se ukázala jako úspěšná a autoři pracují dále na uhlazování a vylepšování softwaru. Tato studie s názvem A "smart" bed for non-intrusive monitoring of patient physiological factors proběhla v roce 2004 ve Virginii v USA. [16]

Studie s názvem Development and Preliminary Validation of Heart Rate and Breathing Rate Detection Using a Passive, Ballistocardiography-Based Sleep Monitoring System využívá pasivní ballistokardiografii pro vytvoření postele sledující srdeční tep, dechovou činnost a pohyb těla (obr. 2.12). Tyto naměřené hodnoty byly porovnávány s hodnotami získanými klasickým konvenčním měřením EEG, EOG a EMG. BCG v tomto případě fungovalo na systému změny tlaku vzduchu ve dvou podložkách umístěnými pod matrací obdobně, jako tomu bylo v této studii [15]. Výsledky měření vyšly téměř totožné s konvenčním měřením za podmínky minimálního rušení. Studie proběhla v roce 2009 pod záštitou Virginské univerzity v USA. [17]

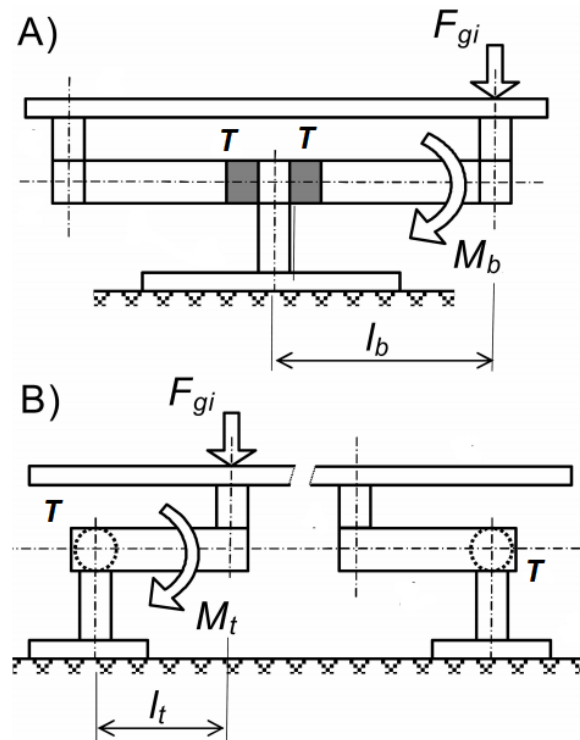


Obrázek 2.12: Schematický náčrt technického provedení instalace měřících proužků na postel. Naměřený signál jde do hardwaru označený jako DAQ, slouží jako příslušenství k programu LabView. A dále putuje ke zpracování do počítače. [17]

Studie zabývající se vývoj senzitivního kancelářského křesla vybaveného BCG systémem. Dva EMFi senzory byly použity pro snímání opěrky a sedáku. Výchozí napětí je zesíleno a následně posíláno bezdrátově do počítače, kde je signál zpracováván. Tento systém byl porovnán s již velmi testovaným postelovým rozhraním. Studie s názvem An Electromechanical Film Sensor Based Wireless Ballistocardiographic Chair: Implementation and Performance proběhla v roce 2008 v Tampereově univerzitě ve Finsku. [18]

Další dvě studie proběhly v tandemovém provedení a jsou obdobou technického řešení problému citlivostního vnímání tenzometrických senzorů pro měření fyziologických pohybů pacienta na lůžku. Základní myšlenkou je mechanické převedení normálové síly, která působí na senzory, na tangenciální [20], nebo torzní [19] sílu (obr. 2.13). Toto rozhraní bylo navrženo pro nemocniční postele značky Linet. Pohyb snímají celkem čtyři Wheatstoneovy půl můstky, které odesílají data do počítače, kde jsou dále pomocí matematického programu Matlab dále zpracovávány použitím frekvenčních filtrů. Studie proběhly v roce 2012 pod záštitou ČVUT a označují se Identification of Patient's Physiological Movements on the Bed by Strain Gauge Sensors Detect Torsion of the Elements of the Bed & Identification of Involuntary Movements in Bed Using Strain Gauge Sensors Detect Bending of the Elements of the Bed. Z důvodu velké univerzálnosti vytvořeného mechanismu a také přístupu k tomuto

zařízení, jehož tvůrcem je můj konzultant týmového projektu, na který navazuje tato bakalářská práce, docent Patrik Kutílek, budu na tyto dvě studie nepřímo navazovat. Na tyto studie navazuje další samostatná studie, která porovnává abě varianty řešení konstrukce a výchozí signál [21]. [19-21]



Obrázek 2.13: Technický náčrt tenzometrických ramen, na horním náčrtu je rameno, které mění normálovou sílu na tangenciální a na spodním obrázku jsou vyobrazeny ramena měnící normálovou sílu na torzní. Síla F značí sílu, kterou působí ležící pacient na lůžku. A označení T značí polohu umístění tenzometrů. [19-21]

2.4 Shrnutí současného stavu

Z předchozích studií a obecného směru udávající zvětšující se zájem o výzkum a zdokonalování jednotlivých utilit do inteligentních bytů, jako například tenzometrická postel. Můžeme vidět, že tyto typy měřících metod nejsou dnes zcela přesné a v dohledné době nemohou zaručit příliš velkou stabilitu přesnosti měření. Právě proto je zde velký prostor pro zdokonalování a vylepšování již zaběhnutých návrhů. Moje tenzometrická postel se daleko více hodí do domácího prostředí, ať už z hlediska komfortu - žádného omezení měřeného jedince na posteli, tak i potenciál, který je spíše v dlouhodobém měření a ne

v aktivním pohotovostním režimu představující hlavně prostory nemocnic, který vyžaduje větší přesnost a také odezvu. Tento očekávaný problém je zároveň i velkou limitací tohoto projektu, jelikož měření dechové činnosti a tepu, který se přenáší pomocí deformací na postel, může být rušen obdobně velkými, nebo i daleko většími pohybovými fragmenty mařeného, věcí a aktivitou ostatních lidí, či domácích zvířat pohybující se kolem postele. Snaha odfiltrovat, či odizolovat tyto rušivé signály a zlepšit tak odolnost měřících soustav již také proběhla v několika studiích [10,11,14,15]. Bohužel zatím se nepodařilo zcela úplně zajistit odfiltrování rušivých složek signálu. Tato práce se tímto problémem (eliminace rušivých složek signálu) bude zabývat tak, že se vyhodnotí deformace pomocí simulace zatížení v programu CAD. Umístění na lůžku, kde bude docházet k největší deformaci od sil, kterým působí osoba, která v ní leží. Jelikož se o podobnou metodu ještě nikdo nepokoušel. Výstup z této práce, ať už úspěšný, či neúspěšný, může být stupínkem navazujících prací, či studií obdobného charakteru. Budou vyzkoumány důležité informace o deformování lůžek. Z předchozích závěrů tedy můžu konstatovat, že tato práce má smysl a možný vědecký přínos.

3 Realizace měřicí soustavy a metodika měření

Na základě analýzy současného stavu jsem sestavil metodický postup pro realizaci experimentálního řešení a vytvoření technického návrhu měřicí soustavy. Výše popsané studie, které byly realizované v oblasti řešení bakalářské práce, byly majoritně řešené s využitím klinických lůžek. (jako např. [19-21, 29]). Záměrem této práce je aplikovat získanou bázi poznatků pro řešení problematiky monitorování subjektů na lůžku v domácím prostředí. Pro tyto účely mi byla zapůjčena postel společností Unikov s.r.o. Pro zajištění uniformovanosti postupu realizace experimentu, na základě předcházejících studií, byli pro snímání biosignálu využité odporové tenzometry. Klíčovým faktorem pro rozmístění tenzometrů bylo vytvoření 3-D modelu a následná simulace subjektu ležícího na lůžku. Následně jsem na lůžko aplikoval tenzometry a vykonal experimentální měření v reálných podmínkách. Protože je záměrem práce využití tenzometrických snímačů pro snímání pohybu subjektu na lůžku a veličin odvozených ze sledování pohybové aktivity (tepová a dechová frekvence), byli tyto experimentální měření vykonané, taktéž, s aplikací nositelného telemetrického systému. Nositelný telemetrický systém FlexiGuard vyvinutý na společném pracovišti Fakulty Biomedicínského Inženýrství a 1. Lékařské Fakulty University Karlovy byl využitý pro získání referenčního měření dechové a tepové frekvence. Experimentálně získané signály byly zpracovány prostřednictvím vlastně navrženého softwaru ve formě GUI (zn. graphical user interface) v prostředí programu MATLAB.

Studii budu provádět na posteli s kovovou nosnou konstrukcí a laminátovým roštem. Z důvodu zájmu o co nejjednodušší a nejlevnější koncept lůžka jsem se obrátil na soukromého výrobce postelí, který mi zapůjčil celokovovou postel včetně železného roštu. Jelikož železný rošt není běžně používaným nábytkem v domácím prostředí. Tento rošt jsem nahradil laminátovým roštem od velkovýrobce IKEA group a zakoupením matrace, taktéž, u velkovýrobce IKEA group. Zaměřil jsem se na získání nejvíce prodávaných kusů, aby má výzkumná část měla co největší podobnost s mojí cílovou skupinou postelí, co se fyzikálních vlastností týče. Použitá matrace je polyuretanová matrace JÖMNA s rozměry 90x200x10 cm a hustotou $25 \text{ Kg} \cdot \text{m}^{-3}$. Použitý rošt je lamelový rošt LURÖY o rozměrech 90x200 cm. Postel byla zkompletována a provedl jsem vyměřování pro následné kreslení v programu SolidWorks. Náhled obdrženého lůžka je na obrázku 2.2 a náhled přikoupené matrace s roštem je na obrázku 2.1.



Obrázek 2.1: Fotografie náhledu obdržené matrace a roštu pro experimentální výzkum.



Obrázek 2.2: Fotografie náhledu obdržené celokovové postele pro experimentální výzkum.

Po zkompletování lůžka je potřeba postel přeměřit. Měřil jsem zkompletované délky jednotlivých částí postele i celkové sestavy postele, tenkostěnnost, průměry tyčí a odhadl použitý materiál dle hustoty zvážením jednoho z dílů postele a následnou konzultací s výrobcem. Konstrukce postele je z galvanické ocele (Jungův modul: $2 \cdot 10^{11} \text{ N/m}^2$; mez kluzu: $2,03943 \cdot 10^8 \text{ N/m}^2$). Rozměry postele jsou uvedeny ve výkresu na obrázku 2.5. Měření proběhlo ručně za použití klasického třímetrového metru s nejjemnější stupnicí v jednotkách milimetru. Jelikož měření probíhalo ručně, předpokládám maximálně 5% chybu v měření, ne však větší, než s hrubou odchylkou 5 cm. Po přeměření konstrukce postele jsem zjistil, že reálné rozměry postele se shodují s informacemi poskytnuté výrobcem. Po získání všech potřebných hodnot k realizaci technického výkresu lůžka jsem se přesunul k vyměřování roštu a matrace. Zaměřil jsem se hlavně na odhad poloměru zakřivení lamelových roštů, který činí 55 metrů. Ostatní parametry se shodují s informacemi udávané výrobcem.

Kreslení jsem realizoval v programu SolidWorks 2015 x64 Student Edition, který je dostupný pro všechny studenty ČVUT. Postupoval jsem dle hrubé osnovy, která je uvedena v rešerši této práce. Postupoval jsem následovně:

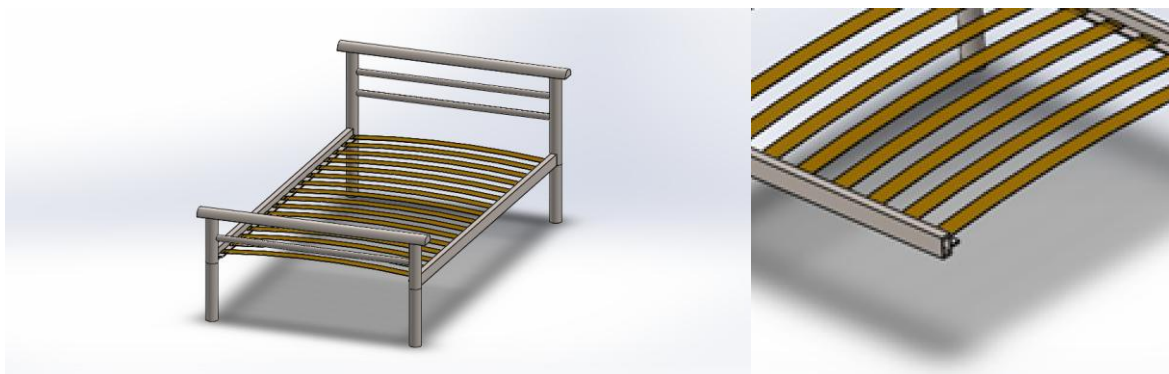
- 1) Nákresy skici příčného řezu nohou lůžka na horní rovinu a vytažením do prostoru jako tenkostěnný objekt na požadovanou délku.
- 2) Nákresy skici podélného řezu bočnic na pravou rovinu, správné umístění skici do prostoru mezi nohy postele a následné vytažení do prostoru jako tenkostěnný objekt na požadovanou šířku.
- 3) Nákresy skici příčného řezu příček spojující nohy postele na pravou rovinu a následné oboustranné vytažení jako tenkostěnný objekt. Délka vytažení byla určena velikostí mezery mezi nohami postele.

Pozn.: Z důvodu správné funkčnosti simulace zatížení jsem musel udělat minoritní úpravy na rozměrech a tvaru postele. Největší vizuální změna oproti reálnému modelu je umístění tenkostěnné příčky se zaoblenou horní stranou do půlkruhu, místo kruhové tyče spojené závitem k horní straně nohou lůžka. Problémem bylo spojení, které by zkreslovalo výsledky simulace. Podobné drobné úpravy byli udělány na všech problémových částí konstrukce. Na tyto úpravy budu brát zřetel při analýze výsledků simulace. A to především při množství přenášení deformačního impulzu mezi jednotlivými spoji konstrukce.

- 4) Nákresy skici podélného řezu jedné latě z lamelového roštu na přední rovinu a vytažení do prostoru na požadovanou šířku, následné usazení na T profil bočnic postelové konstrukce a pomocí lineárního pole jsem tuto lať namnožil na celou délku ložné plochy (výsledek výkresu konstrukce postele na obr. 2.3).
- 5) Nákresy skici základny matrace na horní rovinu a vytažení do prostoru na požadovanou šířku. Následné usazení nabalením na oblý profil roštu.

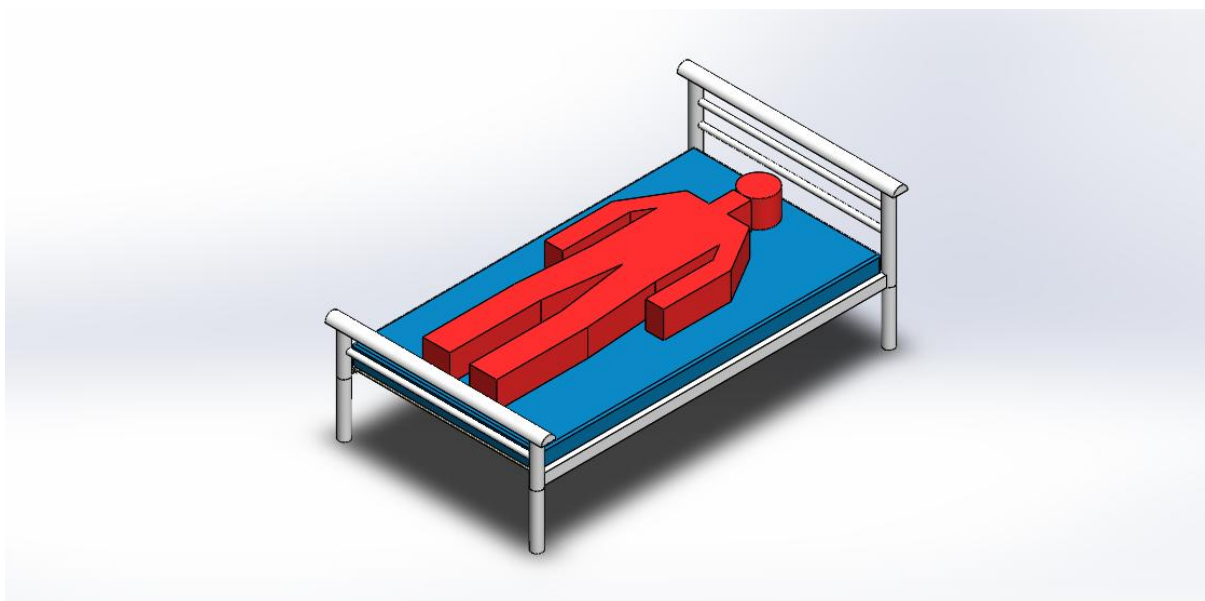
Pozn.: Z důvodu správného fungování použití funkce metody konečných prvků jsem vytvořil druhou verzi modelu celého lůžka, kde je rošt s matrací zarovnaný vodorovně se zemí. Problém tvořily komplikované deformační změny, kdy docházelo k deformaci ve více směrech najednou a takový složitý výpočet pomocí jednodušší funkce zadáním sil a tlaků, které vytváří ležící člověk a matracemi konstrukce lůžka software nedokázal

zpracovat. Tento problém jsme obešli úpravou poloměru zakřivení roštu z 55 metrů na nekonečno. S touto úpravou budu počítat při vyhodnocování výsledků simulace. Při simulaci sil působící člověk a matrace na samotný rošt je možné použít zaoblený rošt, tímto způsobem mohu zjistit rozdíl mezi deformacemi těchto dvou modelů.

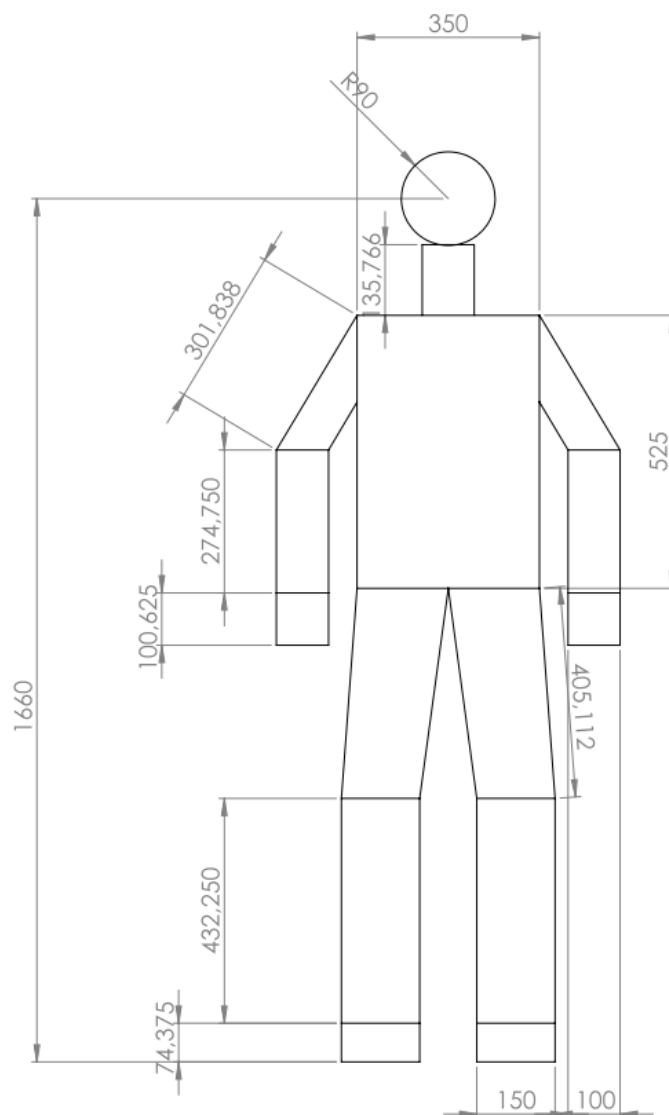


Obrázek 2.3: Ukázka výsledného modelu konstrukce postele. Napravo je rež T profilu bočnice.

- 6) Nákresy styčné plochy ležícího subjektu a matrací postele. Obrysy byly nejprve hrubě načrtnuty a dále zakótovány dle poměrů výšek segmentů ze článku [35]. Po zakótování skici subjektu byl subjekt vytažen do prostoru o přiměřenou výšku. Výška subjektu nebude hrát majoritní roli při provádění simulace, jelikož si hmotnost člověka určí dle jiných kritérií, které objem modelu neovlivňuje. Vypočítané míry jednotlivých segmentů dle [35] jsou uvedeny na obrázku 2.5. Výška modelu subjektu je 175 cm a jeho váha činí 70 Kg. (ukázka modelu na obr. 2.4)



Obrázek 2.4: Ukázka výsledného modelu postele, matrace a ležícího subjektu.



Obrázek 2.5: Výkres z dílu základny modelu subjektu. Okótování segmentů těla bylo provedeno dle [35].

- 6) Byl proveden výpočet jednotlivých hmotností tělesných segmentů dle [35]. Celkovou váhu modelu subjektu jsem zvolil 70 Kg, jako odpovídající váhu vůči nakresleným tělesným křivkám a výšce jedince. Výsledky těchto výpočtů jsou uvedeny v tabulce 1.

Tabulka 1: Tabulka s vypočítanými hmotnostmi jednotlivých tělesných segmentů dle [35]. Tělesné segmenty, které tvoří pár (např. ruce a nohy) jsou počítány dohromady, jako jeden větší segment.

Segment	Procentuální váha	Váha segmentu [Kg]	Síla [N]
Hlava + krk	0,0694	4,858	48,58
Tělo	0,4346	30,422	304,22
Paže	0,0542	3,794	37,94
Předloktí	0,0324	2,268	22,68
Ruka	0,0122	0,854	8,54
Stehno	0,2832	19,824	198,24
Lýtka	0,0866	6,062	60,62
Chodidlo	0,0274	1,918	19,18

- 7) Byly vypočteny hodnoty působících sil od zatížení člověka a matrace na konstrukci postele dle základních fyzikálních vztahů a dle schématu modelu byla extrahována informace o poloze jednotlivých segmentů vůči jednotlivým latím roštu. Celková váha matrace činí 4,5 Kg. Výsledky těchto výpočtů jsou uvedeny v tabulce 2.

Tabulka 2: Tabulka s vypočítanými hodnotami aplikovaných sil na konstrukci postele od ležícího subjektu a matrace postele.

lať v roštu	hmotnost těla [Kg]	hmotnost matrace [Kg]	celková hmotnost [Kg]	Síla [N]
1	1,8	0,28125	2,08125	18,90
2	1,8	0,28125	2,08125	18,90
3	1,258	0,28125	1,53925	13,99
4	7,9814	0,28125	8,26265	75,03
5	7,9814	0,28125	8,26265	75,03
6	6,8404	0,28125	7,12165	64,67
7	6,8404	0,28125	7,12165	64,67
8	6,8404	0,28125	7,12165	64,67
9	7,462	0,28125	7,74325	70,32
10	6,608	0,28125	6,88925	62,56
11	6,608	0,28125	6,88925	62,56
12	1,5155	0,28125	1,79675	16,32
13	1,5155	0,28125	1,79675	16,32
14	1,5155	0,28125	1,79675	16,32
15	1,5155	0,28125	1,79675	16,32
16	1,918	0,28125	2,19925	19,97

8) Vytvoření simulace zatížení pomocí metody konečných prvků na základě vypočítaných působících sil v předešlém bodu 6 a 7. Výsledky této simulace jsou znázorněny na obrázcích 4.5, 4.6, 4.8, 4.11, 4.12, 4.14, 4.15 a uvedeny v kapitole výsledky.

Simulace probíhala v následujícím metodickým postupem. Nejprve testuji postel jako celek bez subjektu a matrace za účelem hledání nejnamáhavějších/nejdeformovanějších míst. Zelené šipky na obrázcích 4.1, 4.2, 4.7, 4.9, 4.10, 4.13 znamenají kotvení v prostoru. Dále nastavím síly působící deformaci modelu. Zobrazení přenosu těchto sil lze vidět na obrázcích 4.2 4.7 4.10 4.13. Směr síly je vyznačen fialovými šipkami. Velikost šipky nezobrazuje velikost síly, které reprezentují. Rozložení sil není lineární. Dále byl definován materiál modelu. Označený rám postele byl definován jako galvanická ocel. Označení rámu lze vidět na obrázku 4.3, kde modrá barva značí označené zóny. Dřevěný rošt byl definován jako dub. Při samotné simulaci bylo aplikováno Von Misesovo napětí reprezentující zatížení od subjektu a matrace na konstrukci postele. Výsledek simulace je vyobrazen pomocí zobrazení deformace modelu. Toto zobrazení lze vidět na obrázcích 4.5 a 4.6.

Po vyhodnocení zón zájmu jsem simulaci opakovl. Tentokrát se zakotvením celého ocelového rámu, jelikož jsem chtěl získat čistou deformaci roštu, bez zkraslení deformace nosného rámu. Postupoval jsem stejně jako v předchozím případě. Výstup z této simulace jsem uvedl na obrázku 4.8 v kapitole výsledky.

Na závěr jsem provedl simulaci celého modelu i se subjektem a matrací, abych mohl identifikovat diference mezi těmito simulacemi. Postupoval jsem stejně jako v předchozím případě. Nejdříve jsem provedl simulaci se zakotvením pouze nohou. Následně jsem ukotvil celý nosný rám postele a simulaci opakovl. Výsledky těchto simulací jsem uvedl na obrázcích 4.11, 4.12, 4.14 a 4.15 v kapitole výsledky.

Na základě výstupu provedené simulace, analýzy předešlých studií a matematických operací v programu SolidWorks jsem se rozhodl umístit tenzometrický snímač na spodní část latí tvořící rošt lůžka. Tenzometr bude umístěn přesně do středu šířky roštu na lať číslo 8, která se nachází přibližně pod hrudním košem ležícího subjektu. Důvody tohoto rozhodnutí jsou uvedeny v diskuzi práce.

3.1 Aplikace tenzometrů

Po získání dat z programu SolidWorks musím aplikovat tenzometry na konstrukci postele. Jak už jsem si zjistil (viz. text výše), tenzometry je třeba nalepit přesně a kvalitně. Proto je nutné dodržovat přesný postup stanovený výrobcem:

Postup při lepení odporových tenzometrů [28]:

- 1) Hrubé očištění - odstranění nátěru, laku, rzi a jiných nečistot
- 2) Jemné očištění - odstranění hrubých nerovností (většinou smirkovým papírem)
- 3) Odstranění mastnoty - odstranění veškerých mastných nečistot z povrchu (většinou výrobcem dodaným rozpouštědlem, jinak specializovaným odstraňovačem mastnoty specializovaným k tomuto účelu), Tento krok se několikrát opakuje.
- 4) Odlepení krycí fólie z lepidla předpřipraveného na fóliovém tenzometru, nebo očištění lepící plochy pro aplikace lepidla na tenzometr.
- 5) Kontrola polohy tenzometru - Tenzometr se dá na požadované místo a po zkontrolování korektnosti jeho polohy se zajistí na místě lepící páskou.
- 6) Aplikace lepidla - Tenzometr se odklopí tak, aby ho lepící páska držela ve stejné poloze a mezi lepící páskou a měřený materiál se nanese lepidlo.
- 7) Vytlačení přebytečné lepící směsi - Tenzometr se přiklopí zpět a přitlačí se pomocí teflonové fólie. Tím dojde k vytlačení přebytečného lepidla mimo tenzometr.
- 8) Instalace přívodních vodičů - Pokud již nejsou přívodní vodiče přednapájené výrobcem, tak se napájí na kontakty tenzometru.
- 9) Aplikace ochranné vrstvy - Hotový tenzometr se překryje ochranným povrchem. (většinou se jedná o lak, nebo epoxid)
- 10) Kontrola - Kontrola, zda nedošlo k poruše, či ztráty funkčnosti tenzometru při jeho instalaci, nebo manipulaci. Zkontroluje se, zda je tenzometr dobře uchycen a také se zkontroluje, zda je v normě velikost jeho elektrického odporu. [28]

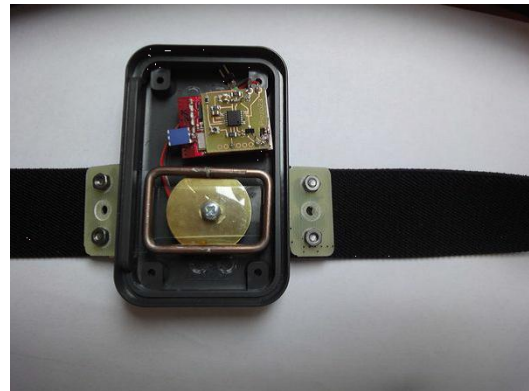
Měřicí soustavu tedy tvoří nalepené tenzometry na spodní stranu lůžka. Použité fóliové tenzometry nesou označení "1-XY31-6/120 série Y" od výrobce HBM. Fóliové tenzometry jsou zapojené do půlmůstku. Dokončení Wheatstoneova můstku bylo realizováno zapojením modulu "NI 9237 24-Bit Bridge Module" od výrobce National Instruments. Tento hardware se automaticky stará o veškeré napájení měřicí soustavy a jeho výstupem je hotový naměřený signál, který dále zpracovávám v PC pomocí programu MATLAB.

3.2 Snímání vitálních funkcí a postup měření

Pro snímání vitálních funkcí byl využitý systém FlexiGuard. Sensorová základna pro realizaci měření byla díky modularitě systému přizpůsobena účelům této práce. Vzhledem ke zpracované rešerši byli zvolené senzory pro snímání tepové a dechové frekvence.

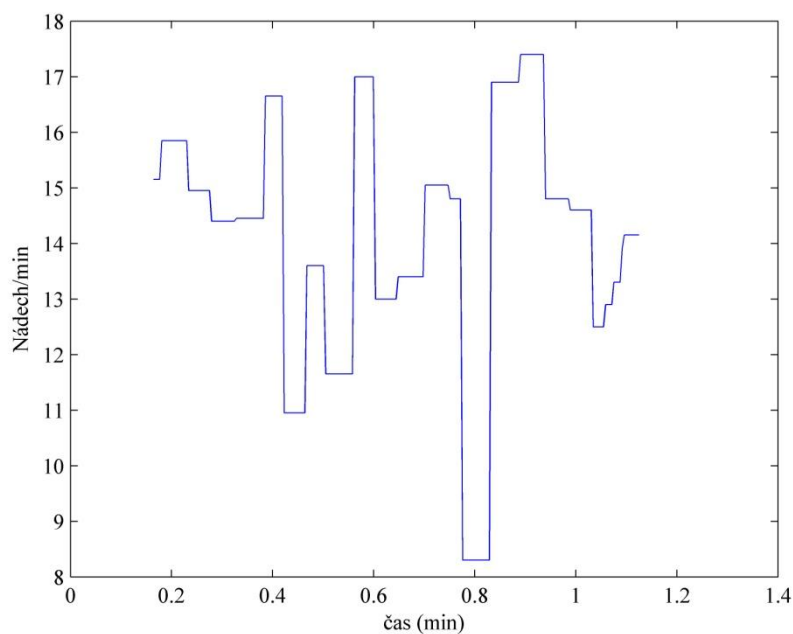
Pro neinvazivní snímání dechové frekvence byl využitý piezoelektrický senzor vyvinutý na společném pracovišti Biomedicínského Inženýrství ČVUT a 1. Lékařské Fakulty Univerzity Karlovy. Piezoelektrická jednotka pro snímání dechové frekvence byla umístěna na středové čáře pod processus xiphoideus (mečovitý výběžek hrudní kosti) cca 7 cm ventrálně v oblasti epigastria s pásem obepínajícím tělo v této úrovni. (Obr. 2.6). Umístění senzoru bylo zvolené kvůli větší objemové změně způsobené respirací a minimalizací pohybových artefaktů, z čeho vyplývá přesnější identifikace nádechů. Dechová frekvence je vypočítána z periody mezi identifikovanými nádechy. Data reprezentující počet nádechů za minutu byli zaslání do sběrné jednotky s odesílací frekvencí 5Hz prostřednictvím rádiového rozhraní.

Pro sledování tepové frekvence využívá systém FlexiGuard komerční hrudní pás Garmin s připojením pomocné antény pro komunikaci s centrální jednotkou. Hrudní pás Garmin je založený na principu detekce uvedeného fyziologického parametru prostřednictvím elektrokardiografie (EKG). Pás byl při měření umístěn do spodní části hrudního koše na úrovni processus xiphoideus. Elektrody přitom snímají EKG v levé a pravé části hrudníku. Takovýmto rozmístěním se docílí dostatečná rozpoznatelnost QRS komplexu na EKG křivce, která je následně možná detekovat a z těchto dat počítat frekvenci. Údaj o počtu tepů za minutu (bpm) je zesílený do sběrné jednotky s frekvencí 5 Hz pomocí radiofrekvenčního rozhraní.

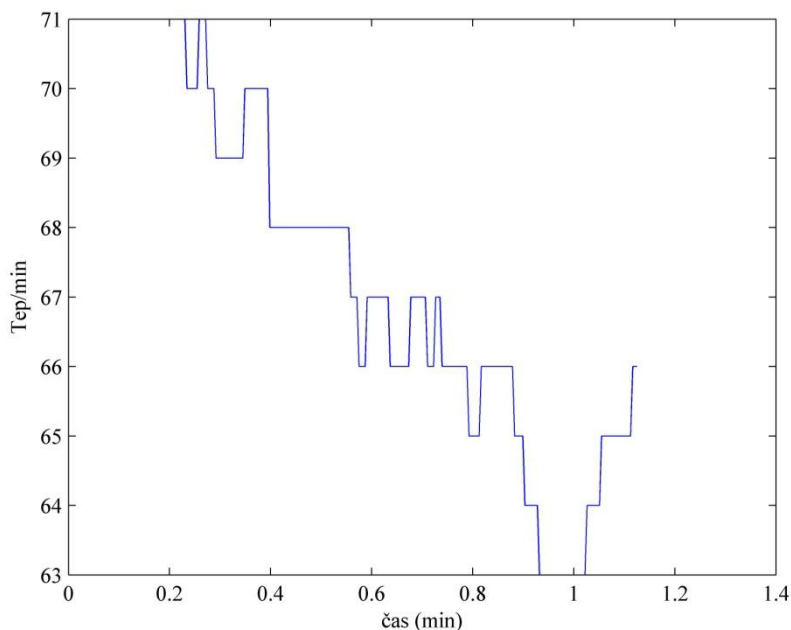


Obrázek 2.6: Hrudní pás pro měření dechové frekvence (vlevo). (a pravo) Jako součást systému FlexiGuard se zobrazena sběrnou jednotkou.

Příklad záznamu signálu pro dechovou a tepovou frekvenci je znázorněný níže na obrázku 2.7 a 2.8. Výstupní signál dechové frekvence naměřený pomocí využití systému neidentifikuje konkrétní nádechy v čase. Systém data přímo předzpracuje, kdy přeměňuje naměřené hodnoty počtu nádechů v časovém okně. Z obrázku 2.7 je možné vidět, že naměřený signál má velice diskrétní formu. Proto není možné přímo porovnat konkrétní nádechy v čase se signálem získaným pomocí tenzometrické postele. Podobně tomu tak bylo při měření tepové frekvence. Možnost využití tedy byli omezené pouze na porovnání přímé dechové a tepové frekvence s údaji získanými pomocí filtrace signálu z tenzometrů.



Obrázek 2.7: Příklad grafu naměřené dechové frekvence.



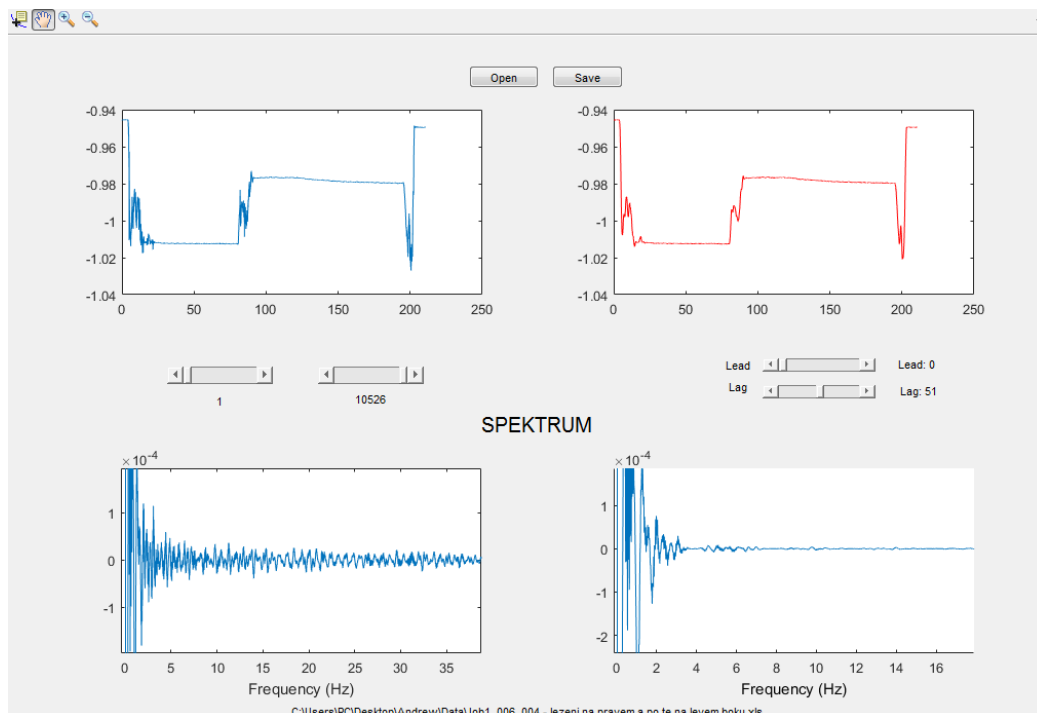
Obrázek 2.8: Příklad grafu naměřené tepové frekvence.

Experimentální měření jsem prováděl sám na sobě. Připnul jsem si na sebe soustavu FlexiGuard spustil jsem měření a lehl si na postel. Při ležení jsem prováděl různé úkony, abych ověřil přesnost systému na různé polohy ležení a zda systém dokáže rozpoznat pohyby subjektu. Měření probíhalo v sedmi etapách, kde jsem vykonával následující činnosti. 1.etapa - ležení v klidu na zádech, 2.etapa - převalování se na pravý a levý bok, 3.etapa - ležení na pravém boku a následné převalení na levý bok, 4.etapa - ležení pouze na pravém boku, 5.etapa - ležení pouze na levém boku, 6.etapa - ležení pouze na břiše, 7.etapa - ležení s náhodnými pohyby. Při počátku měření každé etapy jsem si zapsal čas, abych mohl identifikovat hodnotu naměřené reference ze systému FlexiGuard, který jsme měl na sobě zapnutý po celou dobu trvání experimentu. Výstup z tohoto měření je ukládán do excelové tabulky a je dále zpracováván následovně.

3.3 Zpracování naměřeného signálu

V programu MATLAB jsem vytvořil GUI, které je zobrazeno na obrázku 2.9. Tlačítkem open vyhledám a načtu data z excelové tabulky Levý horní graf mi zobrazí kompletní data z celkového měření. Posuvné tlačítko pod tímto grafem slouží k oříznutí grafu. V pravém horním rohu se mi zobrazuje odfiltrovaný signál pomocí Sgolay filtru. První posuvné tlačítko upravuje řád filtrace a jeho počáteční hodnota je definovaná jako jedna. Druhé posuvné tlačítko mi upravuje délku okna dat, s kterými filtr počítá. Tyto posuvné

tlačítka dynamicky upravují nastavení filtru, takže zobrazený signál je okamžitě upravován. Tímto způsobem mohu v každém signálu intuitivně vyhladit šum a nemusím řešit složité statické nastavení filtru a jeho univerzálnost. Na levém dolním grafu se zobrazuje fázové spektrum neodfiltrovaného signálu a v pravém dolním rohu je fázové spektrum odfiltrovaného signálu. Fázové spektra jsem získal použitím Fourierovy transformace naměřeného signálu.



Obrázek 2.9: Vytvořené GUI s popisem jednotlivých částí.

Po načtení dat jsem signál vyhladil a okomentoval získané data. Výstup z tohoto kroku je ve výsledcích na obrázcích 4.16 až 4.35. Dále jsem si signál ořezal na místo, kde nedocházelo k žádným velkým pohybovým artefaktům. Následnou filtrací takto přiblíženého signálu jsem získal dechovou křivku, ze které jsem získal dechovou frekvenci. Obdobný postup jsem použil pro získání tepové frekvence. Výsledky získání tepové a dechové frekvence jsou na obrázcích 4.17, 4.23, 4.27, 4.31 pro dech a 4.19, 4.25, 4.29, 4.33 pro tep. Tento postup jsem opakoval u zpracování signálu všech etap měření. Zobrazení tepové a dechové křivky ve frekvenčním spektru je na obrázcích 4.18, 4.20, 4.24, 4.26, 4.28, 4.30, 4.32 a 4.34.

Na závěr jsem získané hodnoty frekvencí z experimentálního měření porovnal s naměřenou referencí systému FlexiGuard v daném čase, kdy měření probíhalo a diskutoval výsledky.

3.3.1 Fourierova transformace

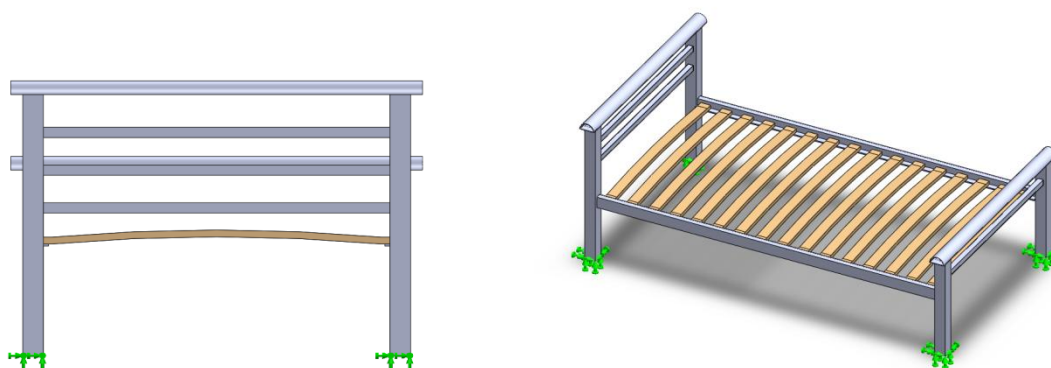
Fourierova transformace je způsob rozdělení jakékoli funkce v časové oblasti na periodické signály, jejichž suma tvoří původní signál. Při zobrazení signálu, nebo obecně funkce, zaznamenávám hodnotu proměnné v čase. Tato proměnná mi vytvoří jakousi křivku. Tato křivka jde matematicky vyjádřit dvěma způsoby. Jeden ze způsobů je vyjádření pomocí sumy periodických funkcí (například funkce sinus). Při použití správné kombinace vln o různých amplitudách, frekvencích a počátečních fázích můžeme vyjádřit funkci jakéhokoli tvaru. Jelikož by takové grafické vyjádření bylo velice chaotické, nehledě na fakt, že některé funkce by pro přesné vyjádření museli obsahovat nekonečně mnoho periodických funkcí. Místo časové osy se používá frekvenční, nebo amplitudová oblast, takže každá jedna funkce o rozdílné frekvenci, nebo amplitudě se umístí na osu X , která nahrazuje časovou osu. Fourierova transformace tedy přeměňuje funkci v reálné časové oblasti a zobrazuje jí ve fázovém spektru, nebo amplitudovém spektru.

3.3.2 Savitzky–Golay filter (Sgolay filtr)

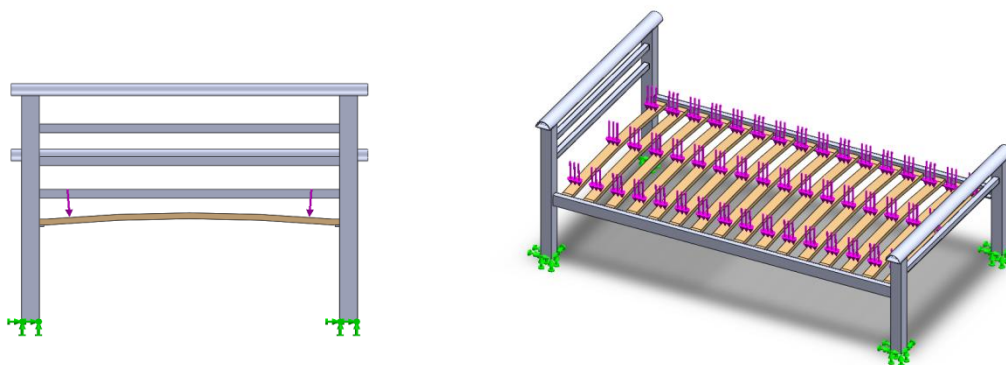
Je digitální filtr sloužící pro vyhlazování šumu v signálu aniž by nijak významně zkresloval data nesoucí informaci. Pomocí lineární metody nejmenších čtverců vytváří ze zašuměného signálu novou křivku, která konvoluje z filtrovaným signálem. Tato křivka vytvořená konvolucí je polynomického charakteru. Velikost polynomu a množství bodů, které budou použity v metodě nejmenších čtverců je nastavitelná hodnota filtru. Obě tyto hodnoty se v mém programu dají nastavovat dynamicky přímo v uživatelském rozhraní.

4 Výsledky

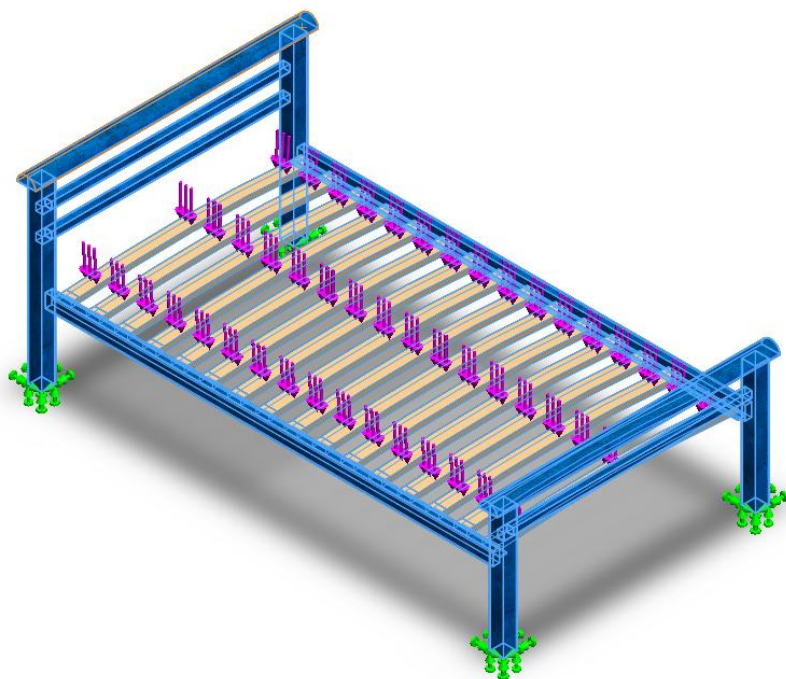
Níže následují obrázky výsledků ze simulace namáhání. Postup této simulace je podrobně popsán v kapitole tři. Nejprve jsou vždy u každé simulace zelenými šipkami uvedeny kotevní body. Dále jsou fialovými šipkami ukázány směry vektorů působících sil. Dále jsou znázorněny výsledky simulace pomocí deformační mapy. Deformační stupnice je uvedena na pravé straně obrázků.



Obrázek 4.1: Zobrazení ukotvení nohou postele na hole konstrukci. Zelené šipky značí kotevní body.

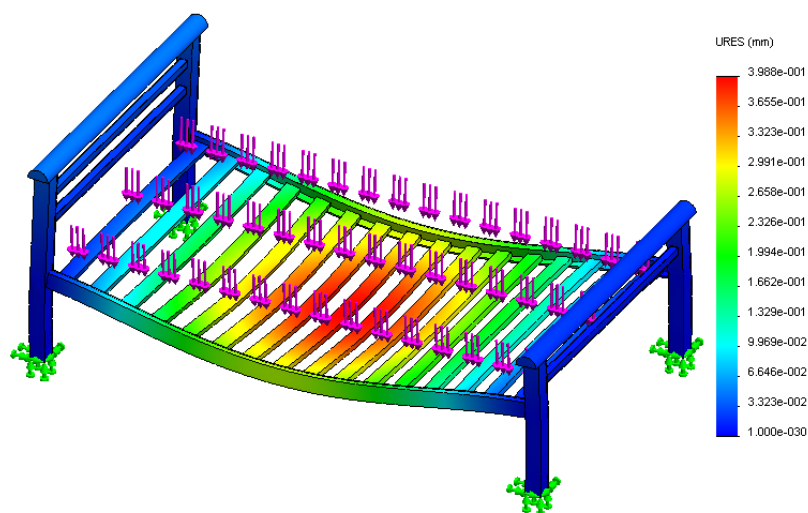


Obrázek 4.2: Zobrazení rozprostření a směr sil. Červené šipky neznačí velikosti sil, pouze směr.



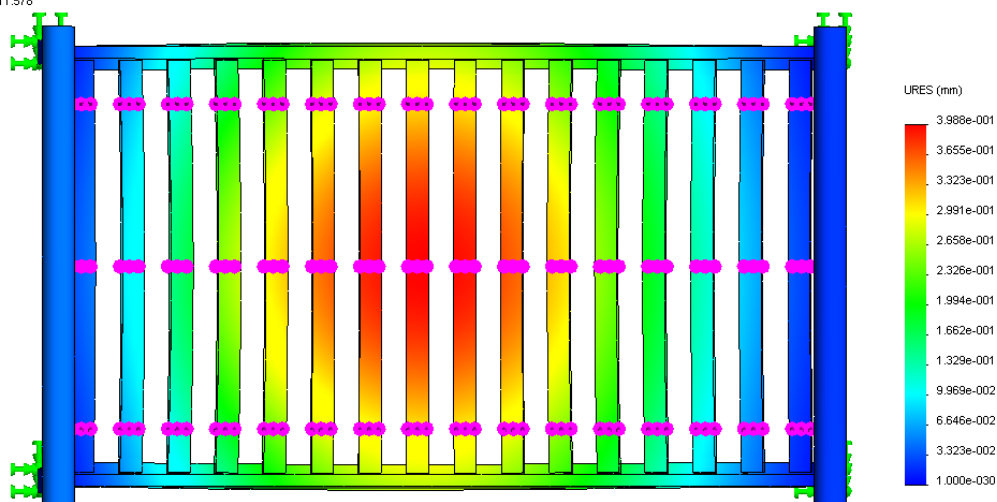
Obrázek 4.3: Zobrazení označení výběru rámu, který bude definovaný jako galvanická ocel. Vybrané části jsou označeny modrou barvou.

Model name: ram-lookovy
 Study name: SimulationXpress Study
 Plot type: Static displacement Displacement
 Deformation scale: 511.578

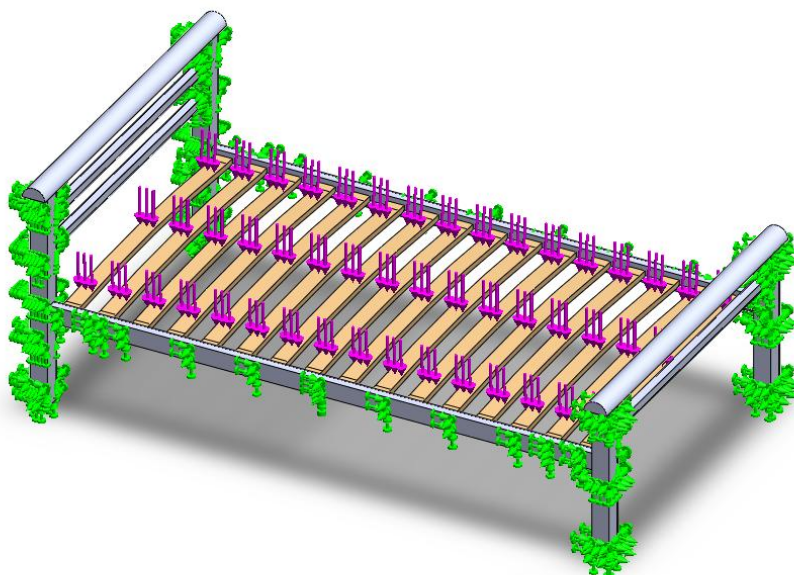


Obrázek 4.5: Zobrazení deformační mapy při simulaci Von Misesova napětí na holou konstrukci lůžka. Při zakotvení pouze nohou postele.

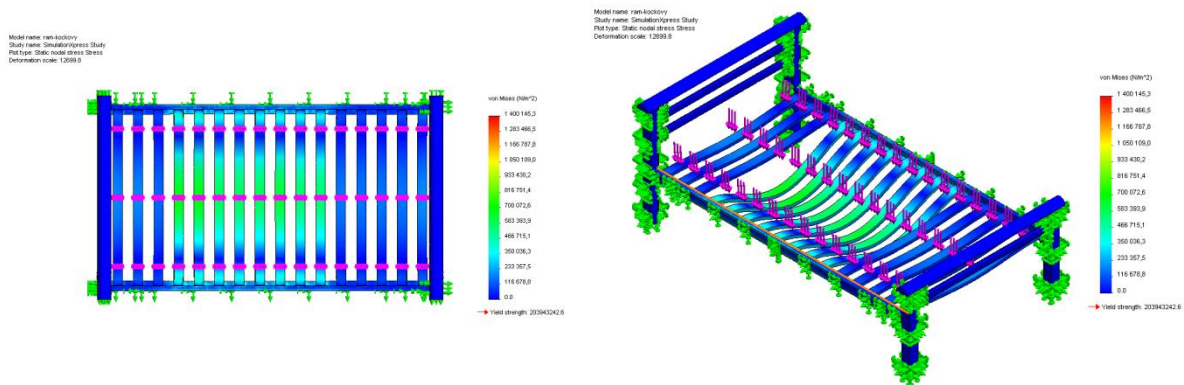
Model name: ram-kockovy
Study name: SimulationXpress Study
Plot type: Static displacement Displacement
Deformation scale: 511.578



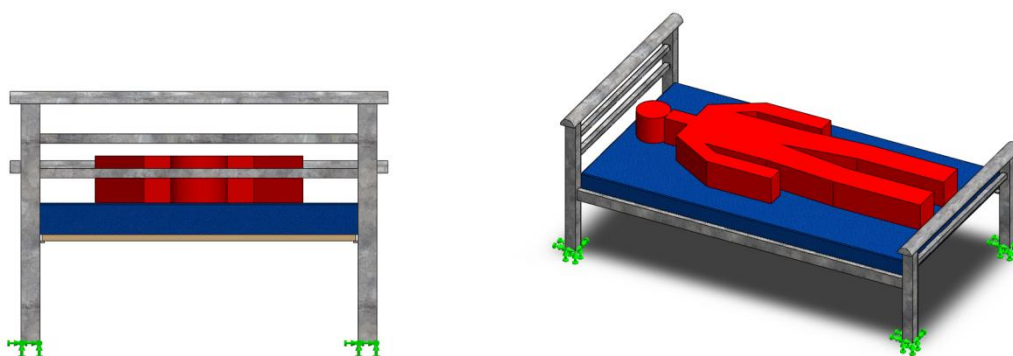
Obrázek 4.6: Zobrazení deformační mapy při simulaci Von Misesova napětí na model - pohled ze shora. Číslování jednotlivých latí roštu zleva: 1. a 2. hlava; 3. krk; 4. a 5. ramena a hrudí; 6. 7. a 8. předloktí a hrudí; 9. ruka a stehna; 10. a 11. stehna; 12. 13. 14. až 15. lýtko; 16. chodidla



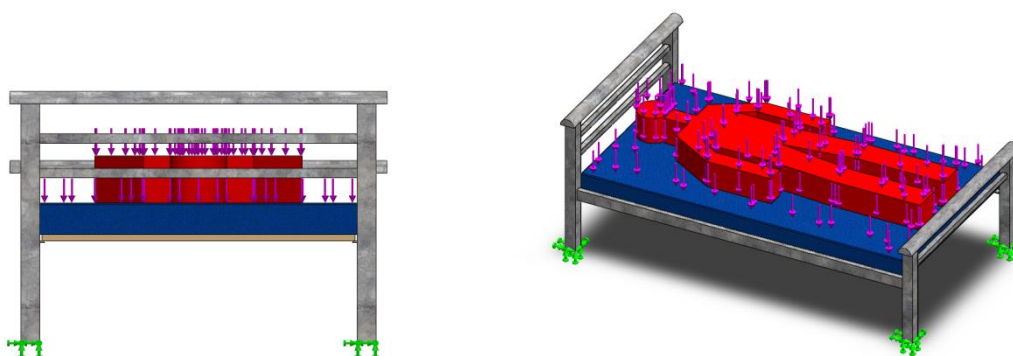
Obrázek 4.7: Zobrazení ukotvení rámu postele a aplikace sil od subjektu a matrace. Zelené šipky značí kotevní body. Červené šipky značí rozložení a směr sil.



Obrázek 4.8: Zobrazení deformační mapy při simulaci Von Misesova napětí na model. Při zakotvení celého ocelového rámu postele.

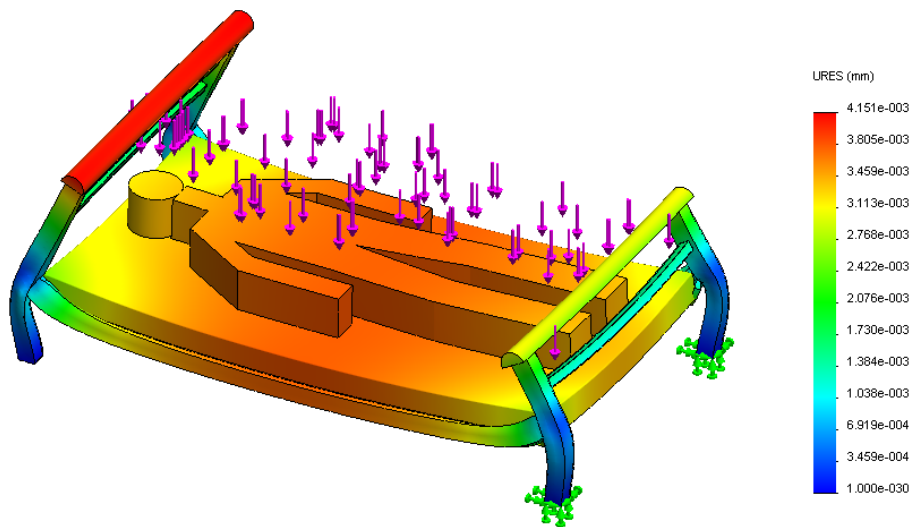


Obrázek 4.9: Zobrazení ukotvení nohou postele na celém modelu. Zelené šipky značí kotevní body.



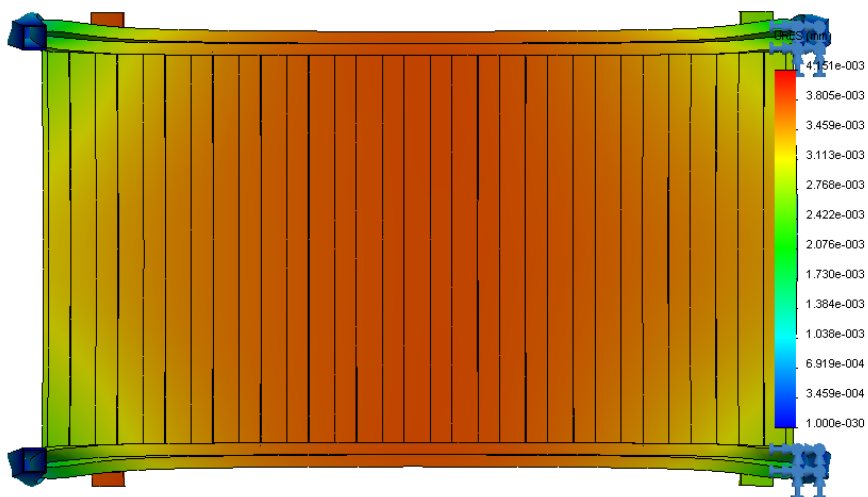
Obrázek 4.10: Zobrazení rozprostření a směr sil. Červené šipky neznačí velikosti sil, pouze směr.

Model name: rošta s nekonecne radianom
Study name: SimulationXpress Study
Plot type: Static displacement Displacement
Deformation scale: 49424.9

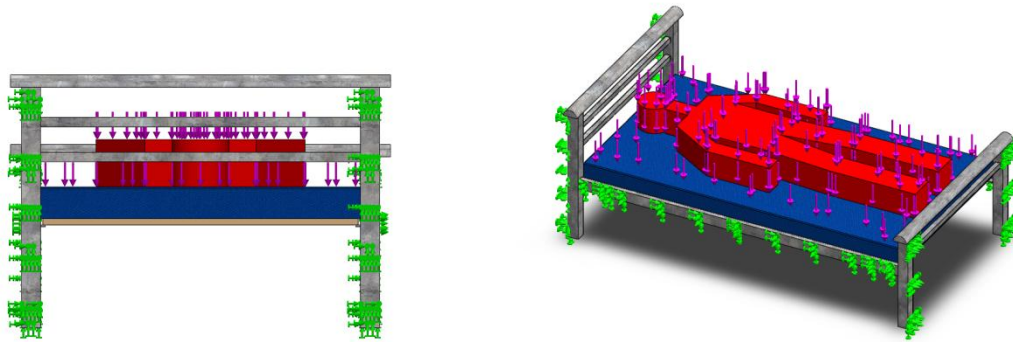


Obrázek 4.11: Zobrazení deformační mapy při simulaci Von Misesova napětí na celý model. Při zakotvení pouze nohou postele.

Model name: rošta s nekonecne radianom
Study name: SimulationXpress Study
Plot type: Static displacement Displacement
Deformation scale: 49424.9

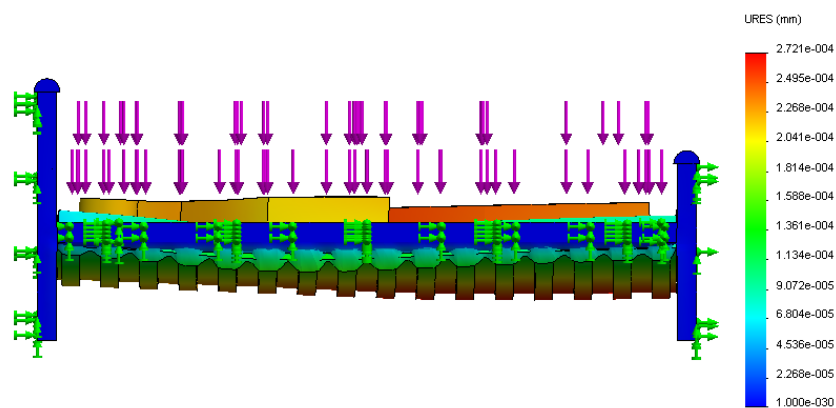


Obrázek 4.12: Zobrazení deformační mapy při simulaci Von Misesova napětí na celý model. Při zakotvení pouze nohou postele - pohled ze spodu.



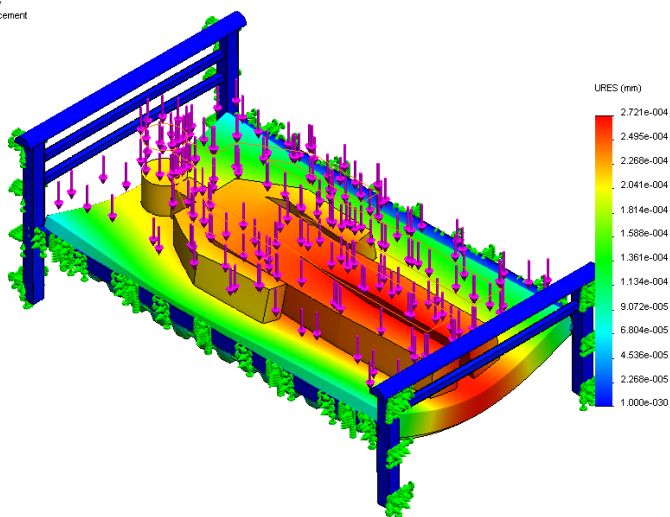
Obrázek 4.13: Zobrazení ukotvení rámu postele a aplikace sil od subjektu a matrace na celý model. Zelené šipky značí kotevní body. Červené šipky značí rozložení a směr sil.

Model name: rošta s nekonečne radianom
 Study name: SimulationXpress Study
 Plot type: Static displacement Displacement
 Deformation scale: 751872

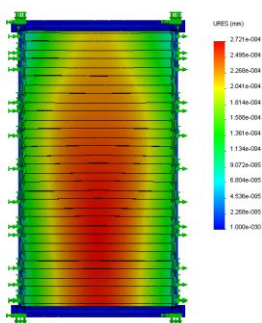


Obrázek 4.14: Zobrazení deformační mapy při simulaci Von Misesova napětí na celý model. Při zakotvení celého ocelového rámu postele - pohled z boku.

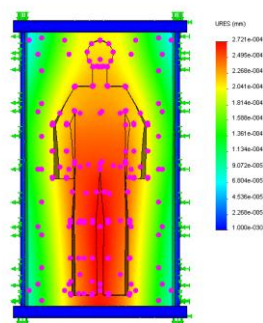
Model name: rošta s nekonecne radianom
Study name: SimulationXpress Study
Plot type: Static displacement Displacement
Deformation scale: 751872



Model name: rošta s nekonecne radianom
Study name: SimulationXpress Study
Plot type: Static displacement Displacement
Deformation scale: 751872

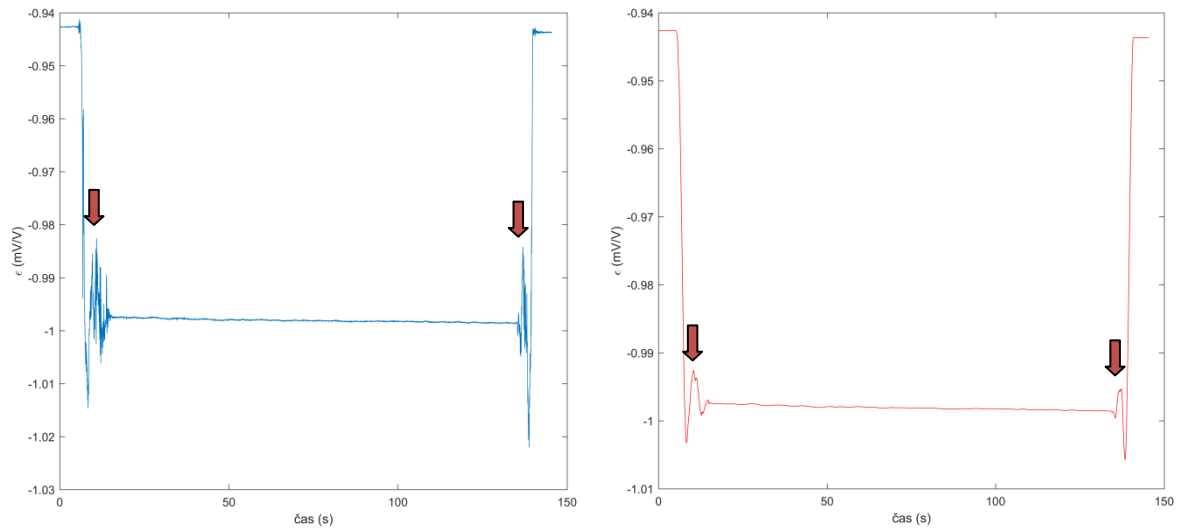


Model name: rošta s nekonecne radianom
Study name: SimulationXpress Study
Plot type: Static displacement Displacement
Deformation scale: 751872

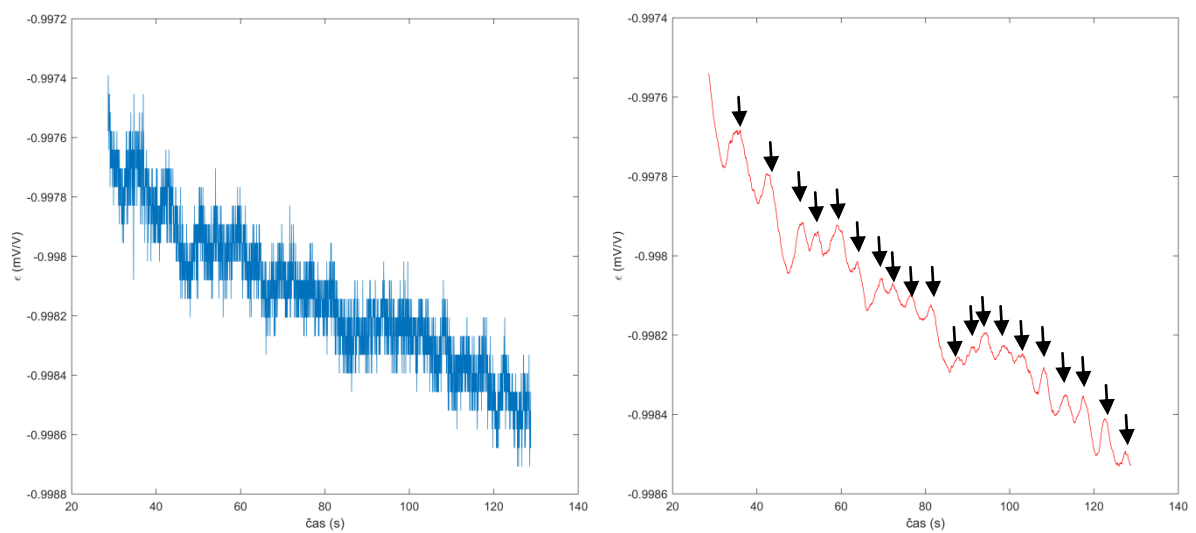


Obrázek 4.15: Zobrazení deformační mapy při simulaci Von Misesova napětí na celý model. Při zakotvení celého ocelového rámu postele.

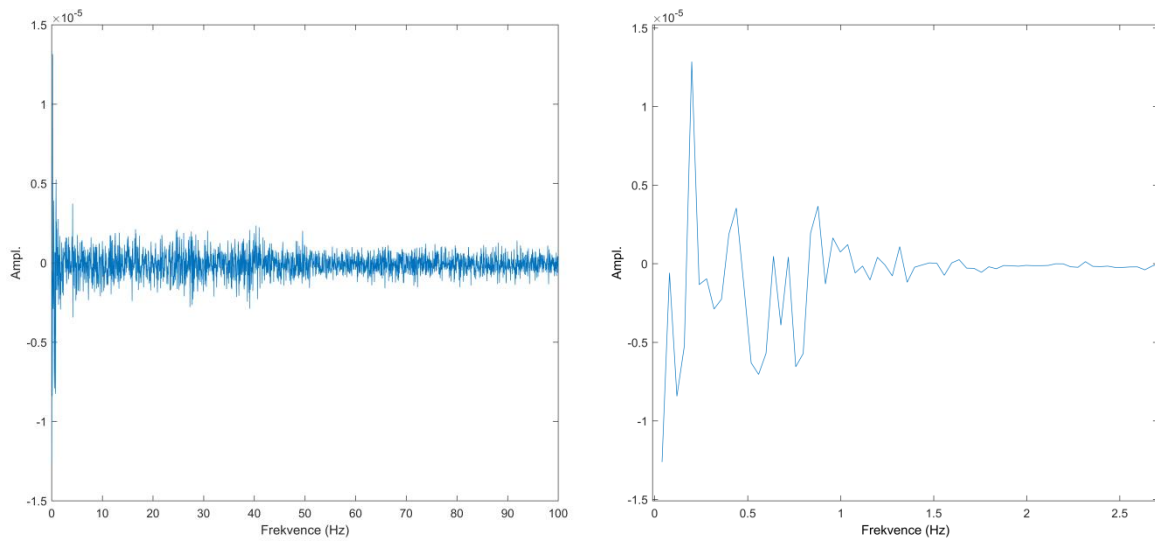
Níže jsou zobrazeny výsledky experimentálního měření. Na levé straně je vždy obrázek neodfiltrovaného signálu a na pravé straně je odfiltrovaný signál pomocí Sgolay filtru. Červenou šipkou jsou označeny všechny pohybové aktivity. Černé šipky označují konec nádechu.



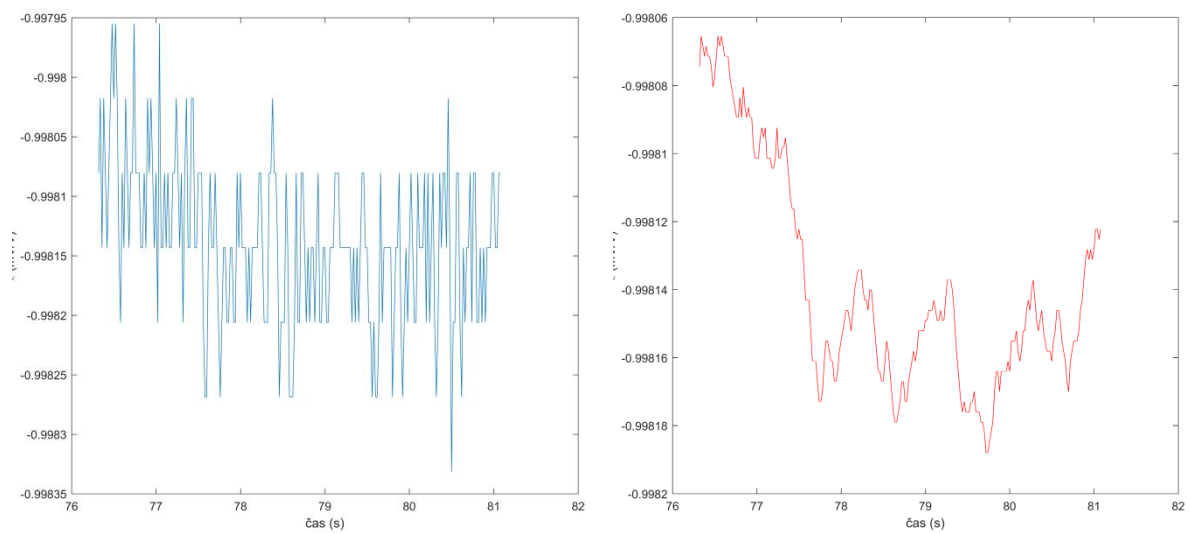
Obrázek 4.16: Výsledek 1. měření etapy ležení v klidu na zádech.



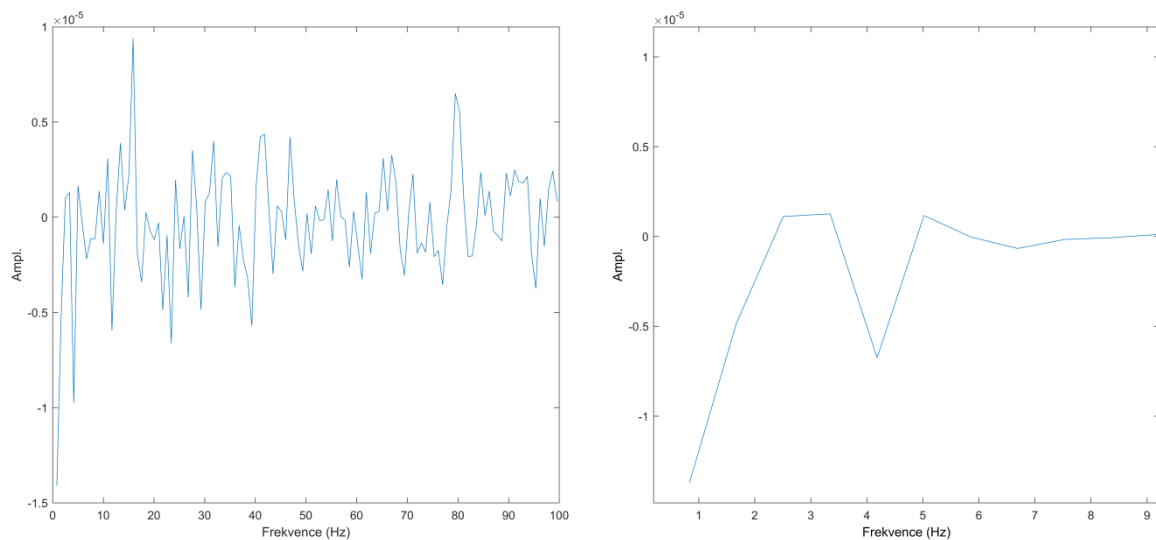
Obrázek 4.17: Přiblížení 1. měření pro získání dechové frekvence.



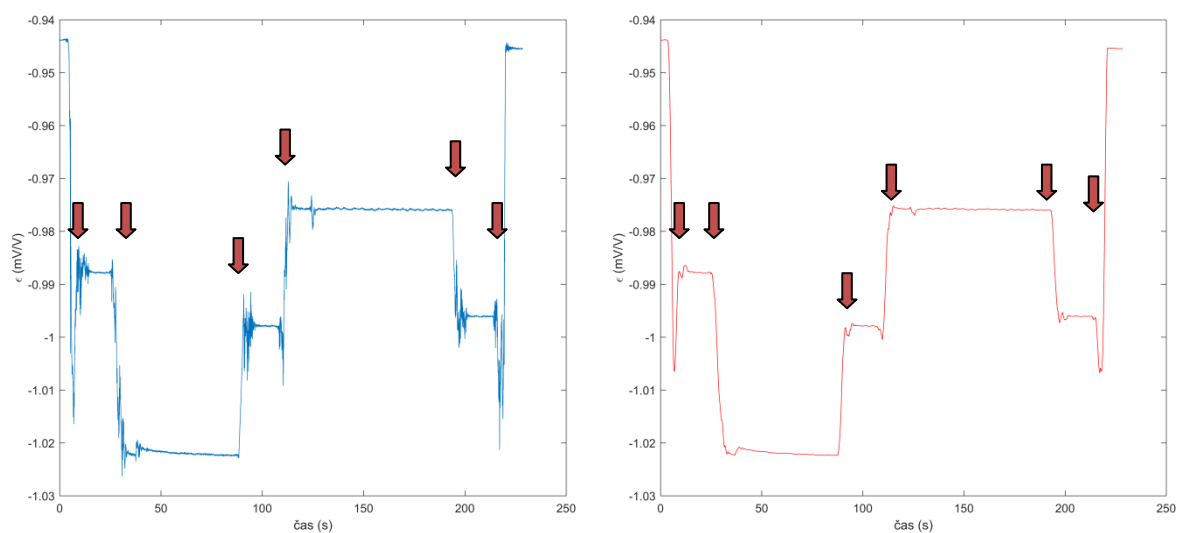
Obrázek 4.18: Frekvenční spektrum přiblíženého okna z 1. měření.



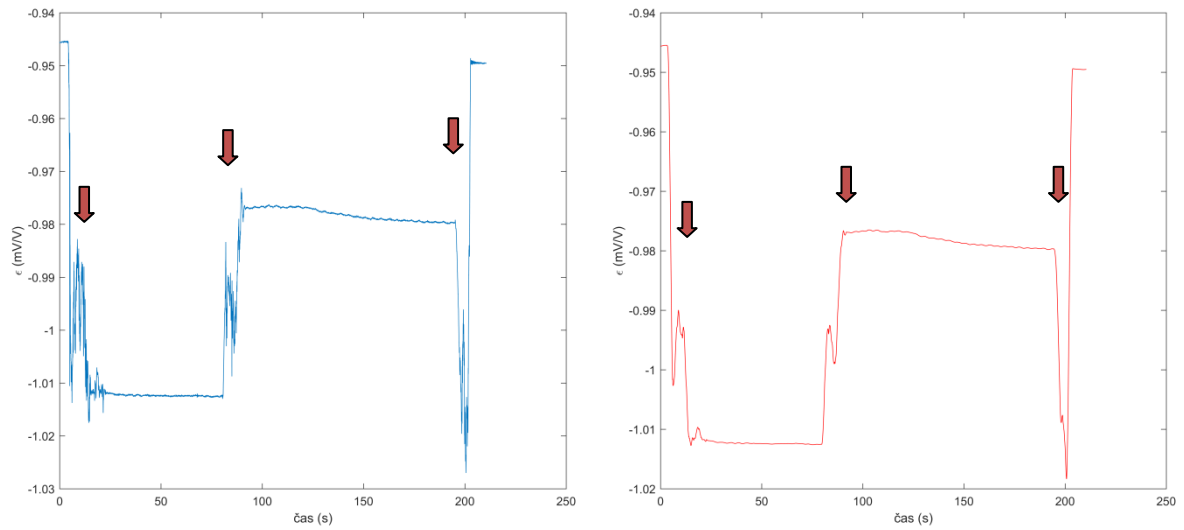
Obrázek 4.19: Přiblížení 1. měření pro získání tepové frekvence.



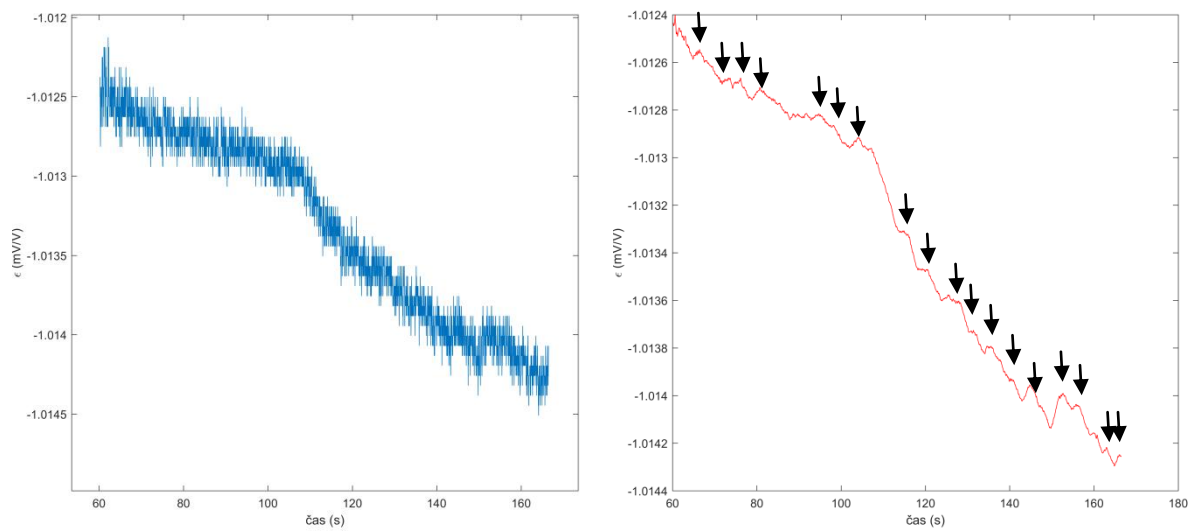
Obrázek 4.20: Frekvenční spektrum přibližného okna pro získání tepové frekvence.



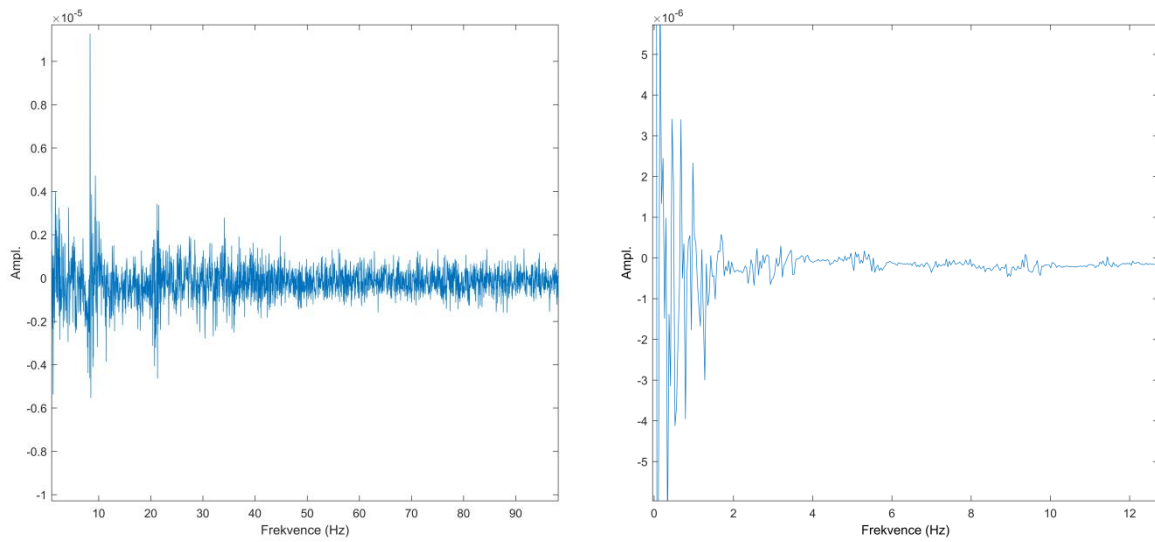
Obrázek 4.21: Výsledky měření z 2. etapy převalování se z boku na bok.



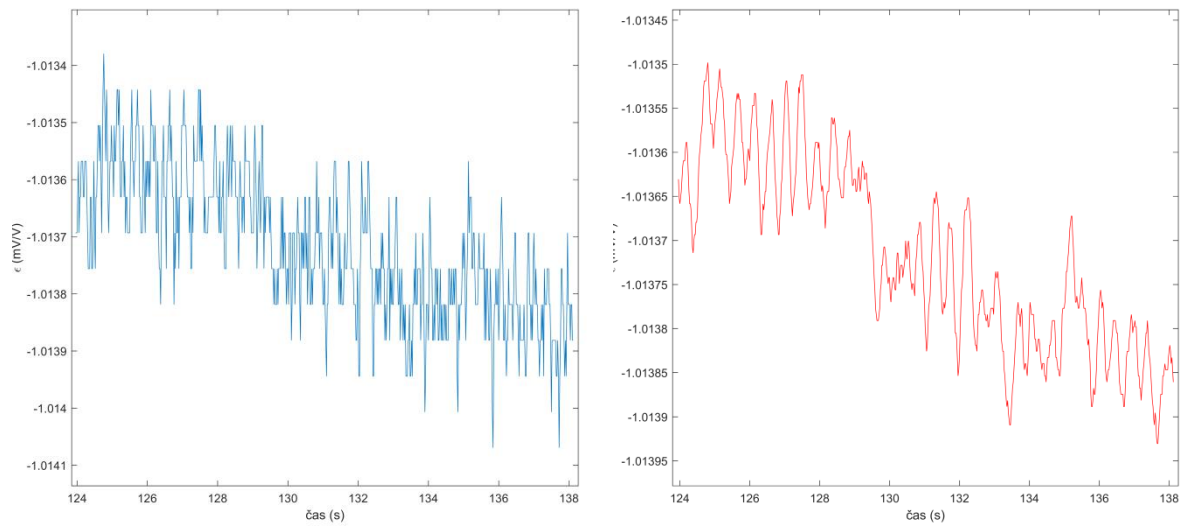
Obrázek 4.22: Výsledky měření pro 3. etapu měření ležení na pravém boku a následné převalení na levý bok.



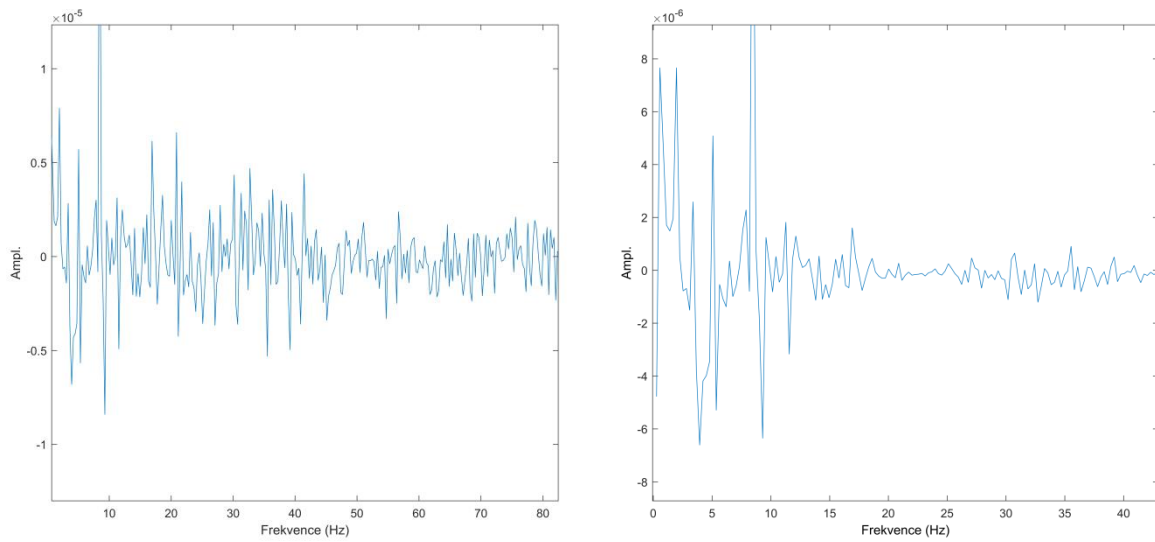
Obrázek 4.23: Výsledky pro získání dechové frekvence z ležení na pravém boku.



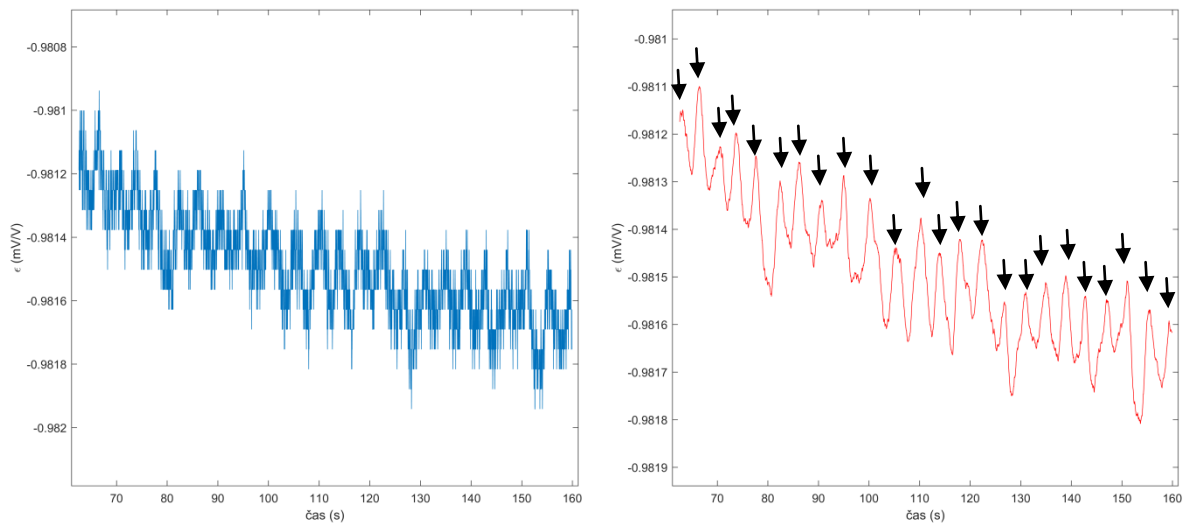
Obrázek 4.24: Výsledky pro získání frekvenčního spektra dechové frekvence z ležení na pravém boku.



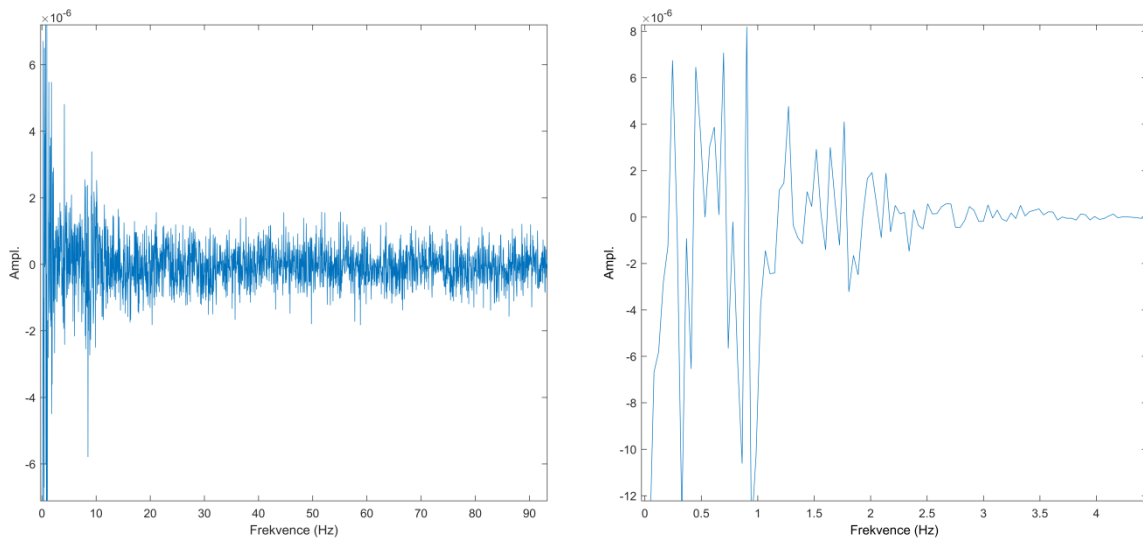
Obrázek 4.25: Výsledky pro získání tepové frekvence z ležení na pravém boku.



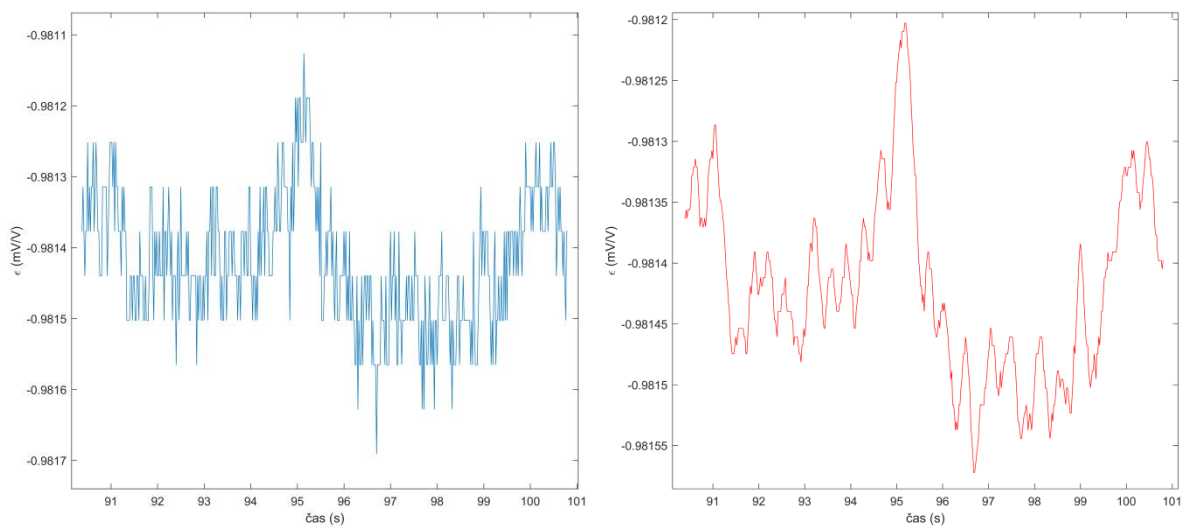
Obrázek 4.26: Výsledky pro získání frekvenčního spektra tepové frekvence z ležení na pravém boku.



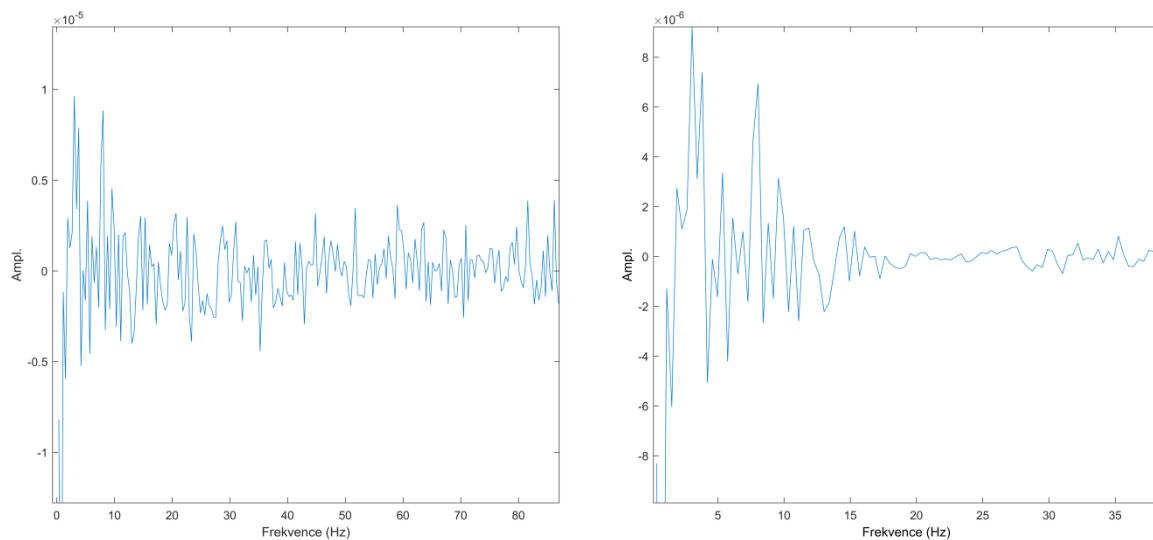
Obrázek 4.27: Výsledky pro získání dechové frekvence z ležení na levém boku.



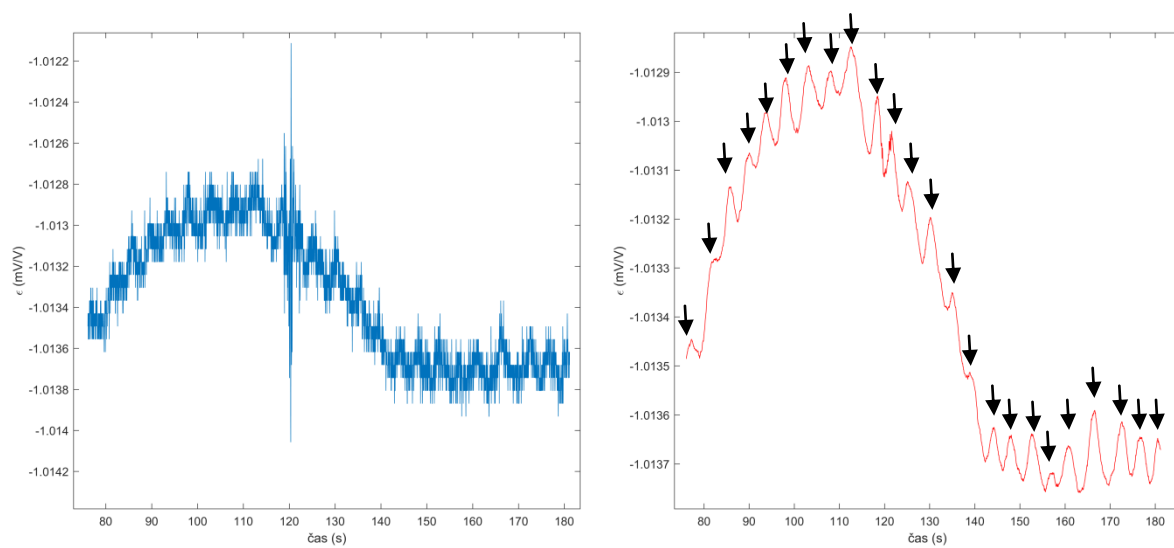
Obrázek 4.28: Výsledky pro získání frekvenční analýzy dechové frekvence z ležení na levém boku.



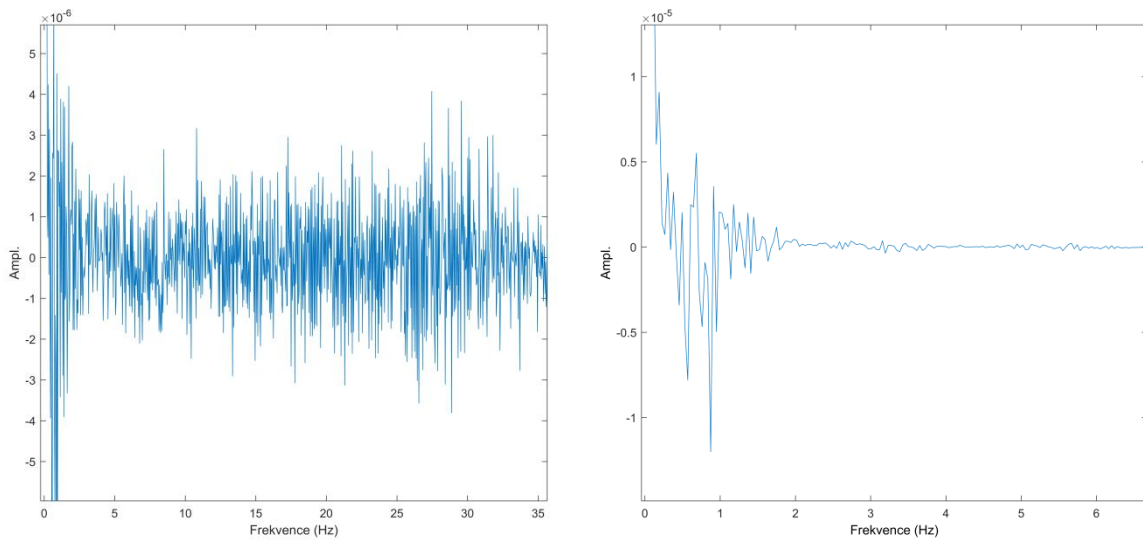
Obrázek 4.29: Výsledky pro získání tepové frekvence z ležení na levém boku.



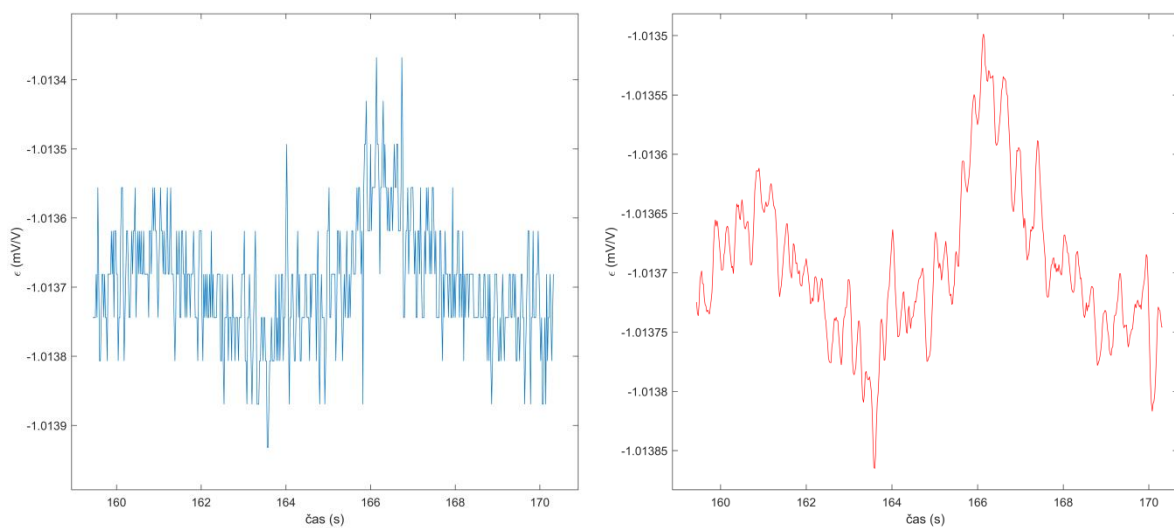
Obrázek 4.30: Výsledky pro získání frekvenční analýzy techové frekvence z ležení na levém boku.



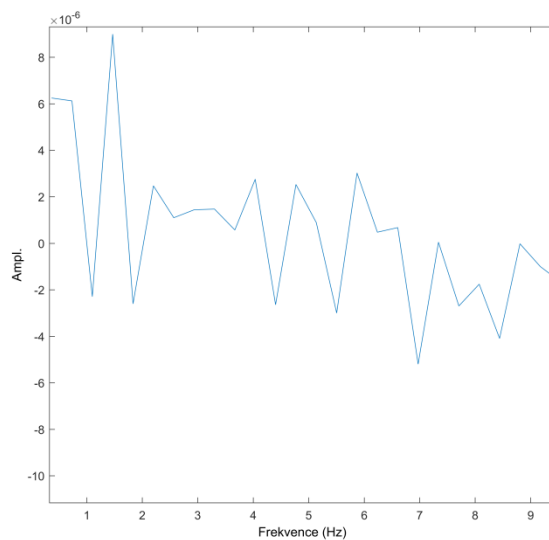
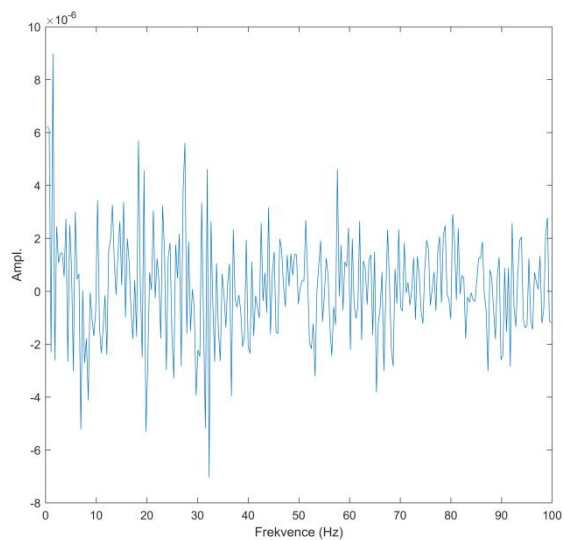
Obrázek 4.31: Výsledky pro získání dechové frekvence z ležení na bříše.



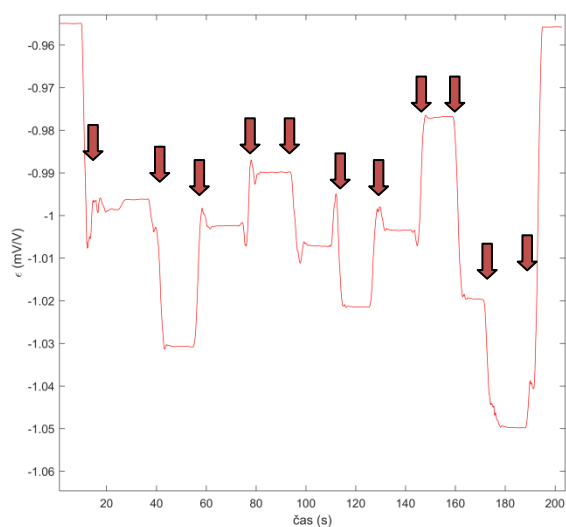
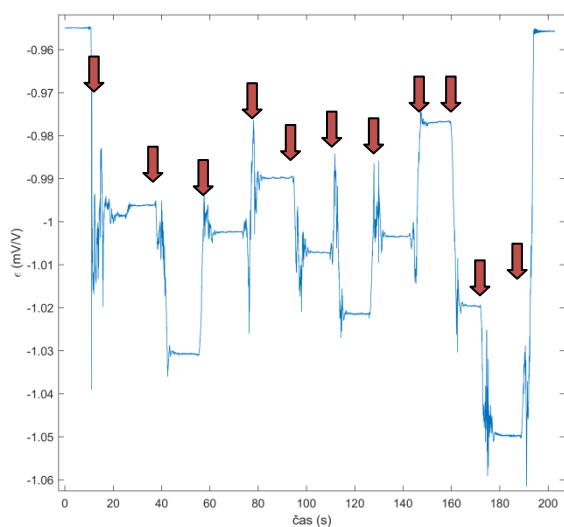
Obrázek 4.32: Výsledky pro získání frekvenčního spektra dechové frekvence z ležení na břiše.



Obrázek 4.33: Výsledky pro získání tepové frekvence z ležení na břiše.



Obrázek 4.34: Výsledky pro získání frekvenčního spektra tepové frekvence z ležení na břiše.



Obrázek 4.35: Výsledky měření 7. etapy náhodné převalování na posteli.

Níže je uvedena tabulka výsledků postupu výpočtu dýchacích frekvencí v jednotlivých etapách. V každé etapě jsem vybral časový úsek a počítal lokální maxima. Výpočty frekvencí a jejich porovnání s referencí jsou taktéž v tabulce 3 níže.

Tabulka 3: Výsledky dýchacích frekvencí z naměřených dat.

Etapa	Lokální maxima	Časové okno (s)	Dýchací frekvence (bpm)	Reference (bpm)
1	20	100	12	12
2	23	100	14	13
3	24	100	14	13
4	24	100	14	12
5	22	100	13	13
6	23	100	14	13
7	24	100	14	14

5 Diskuze

Nejprve jsem provedl simulaci zatížení v několika krocích. První krok bylo vytvoření simulace bez subjektu a matrace s ukotvením konce nohou postele. Z výsledků můžeme vidět nejvíce deformované zóny, které jsou vyznačeny zdeformovaným tvarem a barevnou mapou na modelu, kde nejvíce deformované části jsou vyznačeny červeně. Simulace ukazuje, že k největším deformacím dochází na roštu postele v oblasti pod hrudním košem. Dalším krokem tedy bylo ukotvení celé ocelové konstrukce a opětné spuštění simulace. Výsledky této simulace ukázaly, že k největším deformacím dochází ve středové ose postele na 8. lati v roštu. Následně byla spuštěna simulace celého modelu včetně zapojení matrace a ležícího subjektu. Výsledky pro ukotvení pouze nohou postele ukázaly, že matrace částečně rozprostírá tlak působící subjektem a tím i tlumí sílu přicházející od ležícího subjektu. Nejvyšší deformace jsou i se zapojením celého modelu v oblasti roštu. Následně byla spuštěna finální simulace zatížení se zakotvením ocelové konstrukce. Výsledky ukázaly, že k největší deformaci dochází na středové ose postele mezi hrudním košem a chodidly. Důvodem je rozprostření váhy tělesných segmentů člověka, kdy stehna a tělo zaujímají největší procentuální část váhy z celku.

Tenzometr byl umístěn do oblasti roštu, konkrétně na osmou lať nacházející se pod hrudním košem. Důvodem tohoto umístění je výsledek simulace zatížení, předpoklad, že jakýkoli šroubový spoj by signál jsoucí od subjektu tlumil a znehodnocoval tak měření a statistický předpoklad, že se tělesná masa subjektu bude vyskytovat mnohem častěji přímo nad tenzometrem, než při umístění tenzometru do spodnější části postele v oblasti nohou.

Výsledky experimentálního měření potvrzují schopnost získat z naměřených deformací dechovou frekvenci a zjišťovat fyziologické pohyby subjektu na lůžku. Z výsledků však nelze zjistit aktuální polohu subjektu, nebo směr pohybu subjektu. Pouze velikost zatížení ze které mohu zjistit, zda se subjekt hýbe a jestli se vyskytuje vůbec na lůžku. Při získávání tepové frekvence jsem nedokázal dostatečně odfiltrovat signál. Důvodem je příliš velké zašumění signálu, které je amplitudově shodné s deformací, které tvoří jednotlivé údery srdce. Závěrem je uvedená tabulka s vypočítanými dechovými frekvencemi a porovnávající tyto frekvence s referenčním měřením realizovaného systémem FlexiGuard. Výsledky ukázaly jisté nepřesnosti, které však mohli být způsobené výběrem špatného intervalu, kde je ustřižena část dechu na začátku a konci tohoto intervalu. Při toleranci jednoho nádechu se výsledky shodují.

6 Závěr

V této bakalářské práci jsem se zabýval metodou monitorování fyziologických aktivit subjektu na lůžku v domácím prostředí pomocí tenzometrických snímačů. Dalším cílem této práce bylo navrhnout strategické rozmístění těchto tenzometrických snímačů pro co nejefektivnější snímání deformace konstrukce lůžka, jehož příčinou byly fyziologické pohyby ležícího člověka na lůžku a experimentálně návrh ověřit.

Vypracoval jsem analýzu současného stavu se zaměřením na studie měřící fyziologické pohyby na lůžku, či studie se společnou tematikou, nebo principem, které by svými informacemi mohly jakýmkoli způsobem být prospěšné při návrhu metody realizování mého cíle. V rešerši jsou také představené problematiky, které se kterými jsem se setkal při vypracování této bakalářské práce.

Dále je podrobně uveden celý metodický postup při vypracování dílčích úkolů, zkonstruování měřící soustavy a provedení experimentálního měření. V práci jsou uvedeny a logicky odůvodněny všechny kroky, které vedli k úspěšnému zakončení obdržení fyziologického signálu a následné zpracování dechové frekvence.

Jsou uvedeny a popsány všechny výsledky práce včetně simulace konečných prvků aplikované na virtuální model vytvořený v SolidWorks a výstupu zpracování dat z experimentálního řešení, které proběhlo na vlastnoručně vytvořené měřící soustavě.

Všechny cíle této bakalářské práce se podařilo úspěšně realizovat vyjma obdržení tepové frekvence z důvodu příliš velkého zašumění signálu. Sestrojil jsem model postele s ležícím subjektem, na kterém jsem provedl simulaci zatížení. Z výstupu této simulace jsem navrhl měřící soustavu a následně senzory instaloval na rošt postele. Po kompletaci měřící soustavy jsem provedl experimentální měření a naměřený signál zpracoval v programu MATLAB vytvořením grafického uživatelského rozhraní (GUI) a následným odfiltrováním rušivých složek signálu. Výsledná data zhodnotil s referencí získanou použitím telemetrického systému FlexiGuard. Informace o dechové frekvenci jsem získal ze všech čtyř předem určených poloh (ležení na zádech, ležení na břiše, ležení na levém a pravém boku), které byly součástí experimentálního měření.

Výsledek měření potvrzuje možnost použití této měřicí soustavy pro získání informací o dechové frekvenci na běžně používaném domácím lůžku. Stále se však jedná o první měření pomocí takto vytvořeného schématu měřicí soustavy a vypovídající hodnota výsledků je pouze orientační. Pro získání přesných hodnot získaných z dat je potřeba měřicí soustavy vyzkoušet na více druhů lůžek s rozdílnými subjekty a měření vícekrát opakovat, aby mělo měření větší statistickou významnost.

Limitujícím faktorem je zcela jistě velice malá robustnost měření, kdy jakýkoli pohyb subjektu, nebo i větší pohyby v okolí tenzometrického lůžka znehodnotili naměřená data. I při velmi malém rušení při sběru dat je vyhodnocení a získání informací o dechové frekvenci velmi nepřesný. Výše zmíněné zapojení dokáže zjistit pohyb subjektu na lůžku, ale již nedokáže vyhodnotit směr pohybu, nebo aktuální polohu.

Tuto práci je možné v budoucnu rozšířit v oblasti automatizace procesu získávání a zpracování dat, které by mohlo takto konstruované tenzometrické lůžko situované do domácího prostředí posunout do velmi významné oblasti telemetrického měření.

Reference

- [1] ZANETTI, J.M. a D.M. SALERNO. Seismocardiography: a technique for recording precordial acceleration. In: [1991] *Computer-Based Medical Systems@m_Proceedings of the Fourth Annual IEEE Symposium* [online]. IEEE Comput. Soc. Press, 1991, s. 4-9 [cit. 2015-10-29]. DOI: 10.1109/CBMS.1991.128936. ISBN 0818621648. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=128936>
- [2] INAN, Omer T., Pierre-Francois MIGEOTTE, Kwang-Suk PARK, Mozziyar ETEMADI, Kouhyar TAVAKOLIAN, Ramon CASANELLA, John ZANETTI, Jens TANK, Irina FUNTOVA, et al. Ballistocardiography and Seismocardiography: A Review of Recent Advances. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [online]. 2015, **19**(4): 1414-1427 [cit. 2015-10-29]. DOI: 10.1109/JBHI.2014.2361732. ISSN 21682194. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6916998>
- [3] SPRAGUE, Howard B. History and Present Status of Phonocardiography. *IRE Transactions on Medical Electronics* [online]. 1957, **PGME-9**: 2-3 [cit. 2015-10-29]. DOI: 10.1109/IRET-ME.1957.5008615. ISSN 00971049. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5008615>
- [4] DIMOND, E. G.; BENCHIMOL, A. Phonocardiography. *California medicine*, 1961, 94: 139.
- [5] J ALIHANKA a K VAAHTORANTA. *A static charge sensitive bed. A new method for recording body movements during sleep* [online]. : 731-734 [cit. 2015-10-30]. DOI: 10.1016/0013-4694(79)90113-5.
- [6] GRAP, Mary Jo, Virginia A. HAMILTON, Ann MCNALLEEN, Jessica M. KETCHUM, Al M. BEST, Nyimas Y. ISTI ARIEF a Paul A. WETZEL. Actigraphy: Analyzing patient movement. *Heart & Lung: The Journal of Acute and Critical Care* [online]. 2011, **40**(3): e52-e59 [cit. 2015-10-31]. DOI: 10.1016/j.hrtlng.2009.12.013. ISSN 01479563. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0147956310002207>
- [7] SADEH, Avi. The role and validity of actigraphy in sleep medicine: An update. *Sleep Medicine Reviews* [online]. 2011, **15**(4): 259-267 [cit. 2015-10-31]. DOI: 10.1016/j.smrv.2010.10.001. ISSN 10870792. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1087079210001292>

- [8] WATANABE, K., T. WATANABE, H. WATANABE, H. ANDO, T. ISHIKAWA a K. KOBAYASHI. Noninvasive Measurement of Heartbeat, Respiration, Snoring and Body Movements of a Subject in Bed via a Pneumatic Method. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2005, **52**(12): 2100-2107 [cit. 2015-10-31]. DOI: 10.1109/TBME.2005.857637. ISSN 00189294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1542461>
- [9] BRUESER, Ch. Unobtrusive Non-Contact Detection of Arrhythmias using a “Smart” Bed. *Acta Polytechnica*, 2011, 51.5.
- [10] INAN, O T, M ETEMADI, R M WIARD, L GIOVANGRANDI a G T A KOVACS. Robust ballistocardiogram acquisition for home monitoring. *Physiological Measurement* [online]. 2009, **30**(2): 169-185 [cit. 2015-11-01]. DOI: 10.1088/0967-3334/30/2/005. ISSN 09673334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/30/i=2/a=005?key=crossref.156bf1d4b9ad23da6418c68b9ce7fcdf>
- [11] BRUSER, Christoph, Kurt STADLTHANNER, Andreas BRAUERS a Steffen LEONHARDT. Applying machine learning to detect individual heart beats in ballistocardiograms. In: *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology* [online]. IEEE, 2010, s. 1926-1929 [cit. 2015-11-01]. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5628077. ISBN 9781424441235. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5628077>
- [12] KORTELAJINEN, Juha M. a Jussi VIRKKALA. FFT averaging of multichannel BCG signals from bed mattress sensor to improve estimation of heart beat interval. In: *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2007, s. 6685-6688 [cit. 2015-11-01]. DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4353894. ISBN 9781424407873. ISSN 1557170x. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4353894>
- [13] CHUO, Yindar, Kouhyar TAVAKOLIAN a Bozena KAMINSKA. Evaluation of a Novel Integrated Sensor System for Synchronous Measurement of Cardiac Vibrations and Cardiac Potentials. *Journal of Medical Systems* [online]. 2011, **35**(4): 445-455 [cit. 2015-11-01]. DOI: 10.1007/s10916-009-9380-8. ISSN 01485598. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10916-009-9380-8>

- [14] XIN ZHU, WENXI CHEN, T. NEMOTO, Y. KANEMITSU, K. KITAMURA, K. YAMAKOSHI a DAMING WEI. Real-Time Monitoring of Respiration Rhythm and Pulse Rate During Sleep. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2006, **53**(12): 2553-2563 [cit. 2015-11-01]. DOI: 10.1109/TBME.2006.884641. ISSN 00189294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4015625>
- [15] CHEE, Yongjoon, Jooman HAN, Jaewoong YOUN a Kwangsuk PARK. Air mattress sensor system with balancing tube for unconstrained measurement of respiration and heart beat movements. *Physiological Measurement* [online]. 2005, **26**(4): 413-422 [cit. 2015-11-01]. DOI: 10.1088/0967-3334/26/4/007. ISSN 09673334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/26/i=4/a=007?key=crossref.8d367b6f4f98a684657449f24b7fd895>
- [16] SPILLMANJR, W B, M MAYER, J BENNETT, J GONG, K E MEISSNER, B DAVIS, R O CLAUS, A A MUELENAERJR a X XU. A smart bed for non-intrusive monitoring of patient physiological factors. *Measurement Science and Technology* [online]. 2004, **15**(8): 1614-1620 [cit. 2015-11-01]. DOI: 10.1088/0957-0233/15/8/032. ISSN 09570233. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0957-0233/15/i=8/a=032?key=crossref.86062c4568398e2867652fa97c59bb70>
- [17] MACK, D.C., D.C. MACK, J.T. PATRIE, P.M. SURATT, R.A. FELDER a M. ALWAN. Development and Preliminary Validation of Heart Rate and Breathing Rate Detection Using a Passive, Ballistocardiography-Based Sleep Monitoring System. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* [online]. 2009, **13**(1): 111-120 [cit. 2015-11-01]. DOI: 10.1109/TITB.2008.2007194. ISSN 10897771. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4663856>
- [18] JUNNILA, Sakari, Alireza AKHBARDEH a Alpo VÄRRI. An Electromechanical Film Sensor Based Wireless Ballistocardiographic Chair: Implementation and Performance. *Journal of Signal Processing Systems* [online]. 2009, **57**(3): 305-320 [cit. 2015-11-01]. DOI: 10.1007/s11265-008-0307-2. ISSN 19398018. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11265-008-0307-2>
- [19] KUTÍLEK, Patrik, Jiří HOZMAN a Pavel SMRCKA. 2012 15th International Conference MECHATRONIKA: Identification of patient's physiological movements on the bed by strain gauge sensors detect torsion of the elements of the bed. Piscataway: IEEE, 2012. ISBN 978-146-7309-790.

- [20] KUTILEK, Patrik, Adam ZIZKA a Slavka VITECKOVA. Identification of involuntary movements in bed using strain gauge sensors detect bending of the elements of the bed. In: *2012 35th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP)* [online]. IEEE, 2012, s. 484-488 [cit. 2015-11-04]. DOI: 10.1109/TSP.2012.6256341. ISBN 9781467311182. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6256341>
- [21] SOCHA, Vladimír, Patrik KUTÍLEK, Pavel SMRČKA a Luboš SOCHA. A COMPARISON OF METHODS USING STRAIN GAUGES TO MONITOR PHYSIOLOGICAL MOVEMENTS ON A HOSPITAL BED. *Acta Polytechnica* [online]. 2014, 54(5), 352-357 [cit. 2016-05-11]. DOI: 10.14311/AP.2014.54.0352. ISSN 18052363. Dostupné z: <https://ojs.cvut.cz/ojs/index.php/ap/article/view/1877>
- [22] SVOBODA, Emanuel. *Přehled středoškolské fyziky*. 4., upr. vyd. Praha: Prometheus, 2005. ISBN 80-7196-307-0.
- [23] SCHLENKER, Jakub, Vladimír SOCHA, Pavel SMRČKA, et al. FlexiGuard: Modular biotelemetry system for military applications. In: *International Conference on Military Technologies (ICMT) 2015* [online]. IEEE, 2015, s. 1-6 [cit. 2016-08-06]. DOI: 10.1109/MILTECHS.2015.7153712. ISBN 9788072319770. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7153712>
- [24] HON, Zdenek, Pavel SMRČKA, Karel HÁNA, et al. A surveillance system for enhancing the safety of rescue teams. *Komunikacie*. 2015, 17(1), 81-86. ISSN 1335-4205.
- [25] HRUBANT, Ladislav a Jan HRUBANT. Odporové tenzometry z pohledu využití v automatizovaných soustavách. *Automa – časopis pro automatizační techniku*. 2004, 5(7), 27-30. ISSN 1210-9592. Dostupné také z: <http://automa.cz/download/au070427.pdf>
- [26] LOMBARD, Matt. *SolidWorks 2013 bible*. 1. Indianapolis, Ind.: Wiley, 2013. ISBN 9781118508404.

- [27] ALTALMAS, T M, S AHMAD, A AULA, R AKMELIAWATI a S N SIDEK. Mechanical design and simulation of two-wheeled wheelchair using solidworks. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* [online]. 2013, **53**(1), 012042- [cit. 2016-08-13]. DOI: 10.1088/1757-899X/53/1/012042. ISSN 17578981. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/1757-899X/53/i=1/a=012042?key=crossref.d89ce18e35661ce6f64a996280cf5cb2>
- [28] *HBM - měřicí technika* [online]. Praha: HBP měřicí technika, [21.století] [cit. 2016-08-13]. Dostupné z: <http://www.hbm.cz/>
- [29] SLAPNIČKA, Jaroslav, Patrik KUTÍLEK a Michal JORDÁN. *Využití tenzometrů ke studiu deformace konstrukce zdravotnických lůžek*. Kladno, 2011. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze. Vedoucí práce Patrik Kutílek.
- [30] Measuring Strain with Strain Gages. *National Instruments* [online]. Austin: National Instruments, c2016 [cit. 2016-08-14]. Dostupné z: <http://www.ni.com/white-paper/3642/en/#toc4>
- [31] GILABERTE, S, J GÓMEZ-CLAPERS, R CASANELLA a R PALLAS-ARENY. Heart and respiratory rate detection on a bathroom scale based on the ballistocardiogram and the continuous wavelet transform. In: *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology* [online]. Buenos Aires: IEEE, 2010, s. 2557-2560 [cit. 2016-08-15]. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5626866. ISBN 9781424441235. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5626866>
- [32] PARÁK, Jakub. Heart Rate Detection from Ballistocardiogram. In: *POSTER 2012 - 16th International Student Conference on Electrical Engineering*. 16. Praha: Czech Technical University in Prague, 2012, s. 1-5. ISBN 978-80-01-05043-9.

- [33] POSTOLACHE, O., P. Silva GIRAO, G. POSTOLACHE a M. PEREIRA. Vital Signs Monitoring System Based on EMFi Sensors and Wavelet Analysis. In: *2007 IEEE Instrumentation & Measurement Technology Conference IMTC 2007* [online]. Warsaw: IEEE, 2007, s. 1-4 [cit. 2016-08-15]. DOI: 10.1109/IMTC.2007.378999. ISBN 1424410800. ISSN 10915281. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4258049>
- [34] *Nábytek kuchyně ložnice křesla pohovky osvětlení - IKEA* [online]. IKEA, c1999-2016 [cit. 2016-08-15]. Dostupné z: <http://www.ikea.com/cz/cs/>
- [35] DE LEVA, Paolo. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics* [online]. 1996, **29**(9), 1223-1230 [cit. 2016-08-15]. DOI: 10.1016/0021-9290(95)00178-6. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929095001786>

Přílohy

Zdrojový kód GUI z programu MATLAB

```
function varargout = GUI(varargin)
% GUI MATLAB code for GUI.fig
%   GUI, by itself, creates a new GUI or raises the existing
%   singleton*.
%
%   H = GUI returns the handle to a new GUI or the handle to
%   the existing singleton*.
%
%   GUI('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the local
%   function named CALLBACK in GUI.M with the given input arguments.
%
%   GUI('Property','Value',...) creates a new GUI or raises the
%   existing singleton*. Starting from the left, property value pairs are
%   applied to the GUI before GUI_OpeningFcn gets called. An
%   unrecognized property name or invalid value makes property application
%   stop. All inputs are passed to GUI_OpeningFcn via varargin.
%
%   *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
%   instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help GUI

% Last Modified by GUIDE v2.5 17-Aug-2016 16:38:17

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @GUI_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @GUI_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [] , ...
                  'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before GUI is made visible.
function GUI_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
```



```

% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to GUI (see VARARGIN)

% Choose default command line output for GUI
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);
RESET(handles)

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = GUI_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

function RESET(handles)
set(handles.slider1, 'Value',1, 'Enable', 'off');
set(handles.slider2, 'Value',3, 'Enable', 'off');
set(handles.slider3, 'Value',1, 'Enable', 'off');
set(handles.slider4, 'Value',1, 'Enable', 'off');

% --- Executes on button press in Open.
function Open_Callback(hObject, eventdata, handles)

    [filename, pathname] =
uigetfile({'*.xls'; '*.txt'; '*.doc'; '*.xlsx'}, 'Select a file with raw data');

    if isequal(filename,0)
        display='No folder has been selected');
    else
        display=(fullfile(pathname, filename))
        A=xlsread(display);
        set(handles.text_file, 'String', display)

        WorkData(:,1)=A(:,1);
        WorkData(:,2)=A(:,17);
        WorkData(:,3)=A(:,16);

        time=A(:,1);
        Data1=A(:,17);
        Data2=A(:,16);
        L=length(Data1);

        set(hObject, 'UserData', workData);

        cla(handles.axes1)
        cla(handles.axes2)

```

```

plot(handles.axes1,time,Data1)

set(handles.slider2,'value',3);
set(handles.slider1,'value',1);
lead=get(handles.slider1,'value');
lag=get(handles.slider2,'value');
set(handles.text_Lag,'String',['Lag: ',(num2str(lag))]);
set(handles.text_Lead,'String',['Lead: ',(num2str(lead))]);

Data1filt = sgolayfilt(Data1, lead, lag);
set(handles.slider2,'UserData',Data1filt)
hold on

plot(handles.axes2,time,Data1filt,'r')

set(handles.slider3,'min',1,'max',L,'value',L)
set(handles.text_D0,'String',num2str(get(handles.slider3,'value')));
set(handles.slider3,'sliderstep',[1/L,10/L])
set(handles.slider4,'min',1,'max',L,'value',1)
set(handles.text_OD,'String',num2str(get(handles.slider4,'value')));
set(handles.slider4,'sliderstep',[1/L,10/L])

set(handles.slider1,'Enable','on');
set(handles.slider2,'Enable','on');
set(handles.slider3,'Enable','on');
set(handles.slider4,'Enable','on');
end

Spectral(handles)

% --- Executes on slider movement.
function slider1_Callback(hObject, eventdata, handles)
    value=round(get(hObject,'value'));
    value2=get(handles.slider2,'value');

    if value<=value2

set(handles.text_Lead,'String',['Lead: ',(num2str(value))]);
A=get(handles.Open,'UserData');
    time=A(:,1);
    Data1=A(:,2);
    Data2=A(:,3);
    Data1filt = sgolayfilt(Data1, value, value2);
    set(handles.slider2,'UserData',Data1filt)
    cla(handles.axes2)
    vdo=get(handles.slider3,'value');
    vod=get(handles.slider4,'value');
    plot(handles.axes2,time(vod:vdo),Data1filt(vod:vdo),'r')

else
set(hObject,'value',(value2));

```

```

set(handles.text_Lead,'String',['Lead: ',(num2str(value2))]);
errorlg('You are trying to set value of Lead more then Lag. Lead argument must be less
than or equal to lag argument','Lead & Lag','replace');
end

Spectral(handles)

% --- Executes on slider movement.
function slider2_Callback(hObject, eventdata, handles)
Value=round(get(hObject,'Value'));
if mod(Value,2)==0
if value==100
Value=Value-1
set(hObject,'Value',Value)
else
Value=Value+1
set(hObject,'Value',Value)
end
end

Value2=get(handles.slider1,'Value');

if Value>=Value2

set(handles.text_Lag,'String',['Lag: ',(num2str(Value))]);
A=get(handles.Open,'UserData');
time=A(:,1);
Data1=A(:,2);
Data2=A(:,3);
Data1filt = sgolayfilt(Data1, value2, Value)
set(handles.slider2,'UserData',Data1filt)
Vdo=get(handles.slider3,'value');
Vod=get(handles.slider4,'value');
cla(handles.axes2)
plot(handles.axes2,time(Vod:Vdo),Data1filt(Vod:Vdo),'r')
else
set(hObject,'Value',(Value2));
set(handles.text_Lag,'String',['Lag: ',(num2str(Value2))]);
errorlg('You are trying to set value of Lead more then Lag. Lead argument must be less
than or equal to lag argument','Lead & Lag','replace');
end

Spectral(handles)

% --- Executes on slider movement. % DO
function slider3_Callback(hObject, eventdata, handles)
Value=round(get(hObject,'Value'));
set(hObject,'Value',Value)
set(handles.text_DO,'string',num2str(Value))

A=get(handles.Open,'UserData');
time=A(:,1);

```

```

        Data1=A(:,2);
        Data2=A(:,3);
Vod=get(handles.slider4,'value');
cla(handles.axes1)
cla(handles.axes2)
plot(handles.axes1,time(Vod:Value),Data1(Vod:Value));
Data1filt=get(handles.slider2,'UserData');
plot(handles.axes2,time(Vod:Value),Data1filt(Vod:Value),'r')

Spectral(handles)

% --- Executes on slider movement. % OD
function slider4_Callback(hObject, eventdata, handles)
Value=round(get(hObject,'value'));
    set(hObject,'value',Value)
set(handles.text_OD,'string',num2str(Value))

A=get(handles.Open,'UserData');
        time=A(:,1);
        Data1=A(:,2);
        Data2=A(:,3);
Vdo=get(handles.slider3,'value');
cla(handles.axes1)
cla(handles.axes2)
plot(handles.axes1,time(Value:Vdo),Data1(Value:Vdo))
Data1filt=get(handles.slider2,'UserData');
plot(handles.axes2,time(Value:Vdo),Data1filt(Value:Vdo),'r')

Spectral(handles)

function Spectral(handles)
cla(handles.axes3);
cla(handles.axes4);
Dat1=get(handles.axes1,'Children');
Dat2=get(handles.axes2,'Children');

Data1X=get(Dat1,'XData');
Data1Y=get(Dat1,'YData');
Data2X=get(Dat2,'XData');
Data2Y=get(Dat2,'YData');

length1=length(Data1Y);
length2=length(Data2Y);

Y1 = fft(Data1Y,length1);
Pyy1 = Y1.*conj(Data1Y)/length1;
f1 = 200/length1*(1:length1/2);

```

```

plot(handles.axes3,f1,Py1(2:(length1/2)+1));

Y2 = fft(Data2Y,length2);
Py2 = Y2.*conj(Data2Y)/length2;
f2 = 200/length2*(1:length2/2);
plot(handles.axes4,f2,Py2(2:(length2/2)+1));

xlabel(handles.axes3,'Frequency (Hz)');
xlabel(handles.axes4,'Frequency (Hz)');

%plot(handles.axes3,Data1X,Data1Y)
%plot(handles.axes4,Data2X,Data2Y)

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function slider1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to slider1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: slider controls usually have a light gray background.
if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function slider2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to slider2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: slider controls usually have a light gray background.
if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function slider3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to slider3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: slider controls usually have a light gray background.
if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function slider4_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to slider4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

```

```

% Hint: slider controls usually have a light gray background.
if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end

% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)

[filename, pathname] = uiputfile({'*.png'},'Save Data as');
    if pathname~=0

        ylabel(handles.axes1,'\epsilon (mV/V)');
        ylabel(handles.axes2,'\epsilon (mV/V)');
        xlabel(handles.axes1,'čas (s)');
        xlabel(handles.axes2,'čas (s)');

        ylabel(handles.axes3,'Ampl. ');
        ylabel(handles.axes4,'Ampl. ');
        xlabel(handles.axes3,'Frekvence (Hz)');
        xlabel(handles.axes4,'Frekvence (Hz)');

splitedPATH=strsplit(get(handles.text_file,'String'),' ');
Lastword=splitedPATH{end};
filesuffix1=strsplit(Lastword,'. ');
filesuffix=filesuffix1{1:end-1};

splited_suffix=strsplit(filename,'. ');
filename1=splited_suffix{1:end-1};
suffix=splited_suffix(end);
SUFFIX=suffix{1};

fullpath=(fullfile(pathname, [filename1,'_Orig_',filesuffix]));
Saving=figure('PaperUnits','inches','PaperPosition',[0 0 7 7]);
copyobj(handles.axes1,Saving);
hAx=get(Saving,'CurrentAxes');
set(hAx,'Unit','normalized','Position',[0.1 0.15 0.85 0.80],'box','on');
print(Saving,'-dpng','-r500',fullpath);
delete(Saving)

fullpath=(fullfile(pathname, [filename1,'_Filt_',filesuffix]));
Saving=figure('PaperUnits','inches','PaperPosition',[0 0 7 7]);
copyobj(handles.axes2,Saving);
hAx=get(Saving,'CurrentAxes');
set(hAx,'Unit','normalized','Position',[0.1 0.15 0.85 0.80],'box','on');
print(Saving,'-dpng','-r500',fullpath);
delete(Saving)

fullpath=(fullfile(pathname, [filename1,'_OrigFFT_',filesuffix]));
Saving=figure('PaperUnits','inches','PaperPosition',[0 0 7 7]);
copyobj(handles.axes3,Saving);
hAx=get(Saving,'CurrentAxes');
set(hAx,'Unit','normalized','Position',[0.1 0.15 0.85 0.80],'box','on');
print(Saving,'-dpng','-r500',fullpath);

```

```
delete(Saving)

fullpath=(fullfile(pathname, [filename1, '_FiltFFT_', filesuffix]));
Saving=figure('PaperUnits', 'inches', 'PaperPosition', [0 0 7 7]);
copyobj(handles.axes4, Saving);
hAx=get(Saving, 'CurrentAxes');
set(hAx, 'Unit', 'normalized', 'Position', [0.1 0.15 0.85 0.80], 'box', 'on');
print(Saving, '-dpng', '-r500', fullpath);
delete(Saving)
else
end
```

Published with MATLAB® R2013a