

**Západočeská univerzita v Plzni**  
**Fakulta aplikovaných věd**  
**Katedra kybernetiky**

# **DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**PLZEŇ, 2020**

**MARTIN LEBA**

## PROHLÁŠENÍ

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě diplomovou práci zpracovanou na závěr studia na Fakultě aplikovaných věd Západočeské univerzity v Plzni.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a výhradně s použitím odborné literatury a pramenů, jejichž úplný seznam je její součástí.

V Plzni dne:

.....  
*vlastnoruční podpis*

### **Poděkování:**

Tímto bych rád poděkoval vedoucímu diplomové práce doc. Ondřeji Strakovi, PhD. za odborné vedení, cenné profesionální rady, podněty, materiální podklady a trpělivost.

Zároveň bych rád poděkoval prof. MUDr. Vladimíru Reslovi, CSc., za odborné vedení a konzultace v otázkách lékařských.

## **Anotace**

Práce se zabývá problematikou měření přtlaku kompresivních pomůcek určených zejména k terapii žilních a lymfatických onemocnění dolních končetin. Poskytuje přehled aktuálně používaných kompresivních technik a srovnává různé přístupy měření přtlaků, vhodná čidla a oblast jejich využití. Dává návrh technického řešení měřícího zařízení umožňující sběr dat, jejich zpracování, vyhodnocení a indikaci doporučení případné korekce k zajištění účinné kompresivní terapie. Součástí práce je analýza získaných dat a predikce chování velikosti přtlaků pro různé polohy končetin.

## **Klíčová slova**

kompresivní terapie, tlaková čidla, analýza dat, zpracování signálů, predikce, filtrace

## **Abstract**

This work focuses on measurement methods of compression strength during the treatment of venous and lymphatic diseases of lower extremities. The thesis provides an overview of currently used compression techniques and compares different approaches to pressure measurement, suitable sensors, and their applications. This work proposes a technical solution of a measuring device enabling data collection, their processing, evaluation, and indication of correction recommendation to ensure effective compression therapy. Additionally, this work covers the analysis of acquired data and prediction of the pressure behavior for different limb positions.

## **Keywords**

compression therapy, pressure sensors, data analysis, signal processing, prediction, filtering

# OBSAH

1	ÚVOD .....	1
2	SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY .....	1
2.1	Anatomie cévního systému .....	1
2.2	Nemoci cévního systému a jejich léčba .....	4
2.3	Požadavky na kompresi dolních končetin.....	6
2.4	Techniky kompresivní terapie dolních končetin.....	6
2.5	Měřicí přístroje komprese v medicíně .....	9
2.6	Cíl práce .....	12
3	NÁVRH HW ŘEŠENÍ.....	13
3.1	Senzory tlaku .....	13
3.2	Požadavky na senzor a měřicí aparaturu.....	17
3.3	Výběr senzoru .....	19
3.4	Návrh měřicí aparatury .....	21
4	ZPRACOVÁNÍ MĚŘENÍ A VÝPOČET PŘÍTLAKU.....	28
4.1	Kalibrace měřicího aparátu .....	28
4.2	Doporučené hodnoty přítlaků při bandážování.....	30
5	DYNAMICKÁ REGULACE PŘÍTLAKU .....	42
5.1	požadavky na zařízení.....	42
5.2	Systém komprese vzduchu.....	43
5.3	Regulační smyčka .....	44
5.4	Charakteristika systému .....	49
5.5	Nastavení regulace .....	50
5.6	Zhodnocení .....	54
6	DISKUZE.....	55
7	ZÁVĚR.....	57
8	CITOVANÁ LITERATURA .....	58
9	PŘÍLOHY.....	62
	Příloha 1: Projekt SeniorTex.....	62
	Příloha 2: Senzory produktové řady FSR 400. ....	63
	Příloha 3: Porovnání citlivosti senzorů produktové řady FSR 400. ....	64
	Příloha 4: Datasheet tlakového senzoru FSR® 406.....	65
	Příloha 5: Použitá měřicí zařízení tlaku .....	67
	Příloha 6: Praktické využití nové měřicí aparatury .....	68
	Příloha 7: Návrhové schéma dynamické regulace přítlaku .....	71

## Seznam obrázků

<b>Obr. 1:</b> Schéma krevního oběhu. ....	1
<b>Obr. 2:</b> Tvar srdečních komor na příčném řezu srdcem. ....	2
<b>Obr. 3:</b> Polohy perforátorů povrchového a hlubokého žilního systému na dolní končetině. ....	3
<b>Obr. 4:</b> Žilní chlopně. ....	6
<b>Obr. 5:</b> Doporučené kategorie kompresních tříd. ....	7
<b>Obr. 6:</b> Kompresivní třídy punčoch. ....	7
<b>Obr. 7:</b> Kotníkový tlak v žilách pro různé polohy. ....	7
<b>Obr. 8:</b> Místa měření dolní končetiny. ....	8
<b>Obr. 9:</b> Kompletní hydrostatická komprese. ....	9
<b>Obr. 10:</b> Měřicí přístroj Kikuhime®. ....	10
<b>Obr. 11:</b> Měřicí přístroj SIGaT® tester. ....	10
<b>Obr. 12:</b> Měřicí přístroj PicoPress®. ....	10
<b>Obr. 13:</b> Aplikace přístroje Pliance X®. ....	11
<b>Obr. 14:</b> 3-osý tenzometr. ....	14
<b>Obr. 15:</b> Přechodová a frekvenční charakteristika. ....	16
<b>Obr. 16:</b> Konstrukce senzoru FSR® 402. ....	19
<b>Obr. 17:</b> Konstrukce senzoru FSR® 406. ....	21
<b>Obr. 18:</b> Arduino® UNO Rev3. ....	22
<b>Obr. 19:</b> Schéma zapojení obvodu pro měření napětí na předřadném odporu. ....	23
<b>Obr. 20:</b> Závislost napětí na senzoru na působící síle. ....	23
<b>Obr. 21:</b> Schématické zapojení měřící aparatury. ....	25
<b>Obr. 22:</b> Kontaktor PSH02-04P. ....	26
<b>Obr. 23:</b> Zapojení měřící aparatury. ....	26
<b>Obr. 24:</b> Příklad výpisu programu. ....	27
<b>Obr. 25:</b> Uchycení tlakového senzoru na válci pro měření kalibrační křivky. ....	28
<b>Obr. 26:</b> Ilustrační foto přepisu hodnot tlaku. ....	29
<b>Obr. 27:</b> Dva přístupy kompresivní léčby. ....	33
<b>Obr. 28:</b> Systém komprese vzduchu. ....	44
<b>Obr. 29:</b> Regulační smyčka. ....	45
<b>Obr. 30:</b> Automatické přepínání režimů. ....	46
<b>Obr. 31:</b> Návrhové schéma dynamické regulace přitlaku. ....	48
<b>Obr. 32:</b> Detail bloku pro nastavování průsvitu reg.ventilu. ....	51

## Seznam grafů

<b>Graf 1:</b> Závislost odporu čidla FSR® 406 na přitlaku na rovném podkladu.....	24
<b>Graf 2:</b> Závislost odporu senzoru FSR® 406 na přitlaku v závislosti na průměru podkladu. .	24
<b>Graf 3:</b> Porovnání kalibračních křivek. ....	29
<b>Graf 4:</b> Kalibrační „křivka“ senzoru FSR® 406 pro prototyp měřící aparatury. ....	30
<b>Graf 5:</b> Změna velikosti přitlaku u dlouhotažné bandáže, místo B. ....	31
<b>Graf 6:</b> Změna velikosti přitlaku u krátkotažné bandáže, místo B. ....	32
<b>Graf 7:</b> Postup určení doporučených přitlaků během bandážování pro kompresivní třídy. ....	32
<b>Graf 8:</b> Časový průběh přitlaků pod bandáží během pohybů P1÷P6. ....	34
<b>Graf 9:</b> Změna velikosti přitlaku u dlouhotažné bandáže, místo C. ....	35
<b>Graf 10:</b> Změna velikosti přitlaku u dlouhotažné bandáže, místo D. ....	35
<b>Graf 11:</b> Změna velikosti přitlaku u krátkotažné bandáže, místo C. ....	36
<b>Graf 12:</b> Změna velikosti přitlaku u krátkotažné bandáže, místo D. ....	36
<b>Graf 13:</b> Histogramy naměřených přitlaků pro různé polohy. ....	38
<b>Graf 14:</b> Histogramy naměřených přitlaků pro různé polohy – označení posunu. ....	39
<b>Graf 15:</b> Posunuté histogramy s maximální prioritou na jednu polohu. ....	39
<b>Graf 16:</b> Posunuté histogramy s vážením více poloh, zobrazením bez vážení. ....	40
<b>Graf 17:</b> Posunuté histogramy s vážením více poloh, zobrazením s vážení. ....	40
<b>Graf 18:</b> Průběh cyklické výstupní porucha. ....	48
<b>Graf 19:</b> Charakteristické grafy 2.režimu řízení regulačního ventilu. ....	49
<b>Graf 20:</b> Dynamická regulace přitlaku bez výstupní poruchy. ....	50
<b>Graf 21:</b> Detail přepínání režimů u dvou kompresivních tříd. ....	51
<b>Graf 22:</b> Dynamická regulace přitlaku bez výstupní poruchy. ....	52
<b>Graf 23:</b> Dynamická regulace s výstupní poruchou $4\pi$ [rad.s <sup>-1</sup> ]. ....	53
<b>Graf 24:</b> Dynamická regulace s výstupní poruchou $2\pi$ [rad.s <sup>-1</sup> ]. ....	53
<b>Graf 25:</b> Rozsahy naměřených přitlaků v bodě B, dlouhotažná bandáž. ....	68
<b>Graf 26:</b> Rozsahy naměřených přitlaků v bodě C, dlouhotažná bandáž. ....	68
<b>Graf 27:</b> Rozsahy naměřených přitlaků v bodě D, dlouhotažná bandáž. ....	69
<b>Graf 28:</b> Rozsahy naměřených přitlaků v bodě B, krátkotažná bandáž. ....	69
<b>Graf 29:</b> Rozsahy naměřených přitlaků v bodě C, krátkotažná bandáž. ....	70
<b>Graf 30:</b> Rozsahy naměřených přitlaků v bodě D, krátkotažná bandáž. ....	70

## **Seznam tabulek**

<b>Tab. 1:</b> Vlastnosti tlakových senzorů produktové řady FSR® 400 .....	20
<b>Tab. 2:</b> Pracovní rozsah tlaků pro vybrané senzory produktové řady FSR® 400 .....	20
<b>Tab. 3:</b> Pracovní rozsah zatížení senzoru FSR® 406. ....	23
<b>Tab. 4:</b> Převodní tabulky přítlaků pro bandážování (místo B). ....	33
<b>Tab. 5:</b> Převodní tabulky přítlaků pro bandážování (místo C). ....	37
<b>Tab. 6:</b> Převodní tabulky přítlaků pro bandážování (místo D). ....	37

## **Seznam příloh**

Příloha 1: Projekt SeniorTex .....	62
Příloha 2: Sensory produktové řady FSR 400.....	63
Příloha 3: Porovnání citlivosti senzorů produktové řady FSR 400.....	64
Příloha 4: Datasheet tlakového senzoru FSR® 406 .....	65
Příloha 5: Použitá měřicí zařízení tlaku.....	67
Příloha 6: Praktické využití nové měřicí aparatury .....	68
Příloha 7: Návrhové schéma dynamické regulace přítlaku .....	71



# 1 ÚVOD

Cévní systém těla má jednu z nejdůležitějších funkcí v organismu, propojuje všechny části a tkáně těla za účelem dopravy nezbytných živin a kyslíku k buňkám a odplavení jimi vyprodukovaných metabolitů<sup>1</sup> [1]. Případná onemocnění cévního systému je nutné správně diagnostikovat i léčit. Některé z nemocí cév lze vhodně ovlivnit pomocí kompresivní terapie, kde je klíčové ke správnému průběhu léčby dodržet specifické hodnoty přítlaku [1, 2, 3]. A právě možnostem kontroly, monitorování a případnému doporučení velikosti komprese je věnována tato práce. Touto problematikou se mimo jiné zabývá grantový projekt SeniorTex, který řeší vývoj modulárních oděvů a textilních výrobků s integrovanými elektronickými mikrosystémy (viz Příloha 1).

## 2 SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

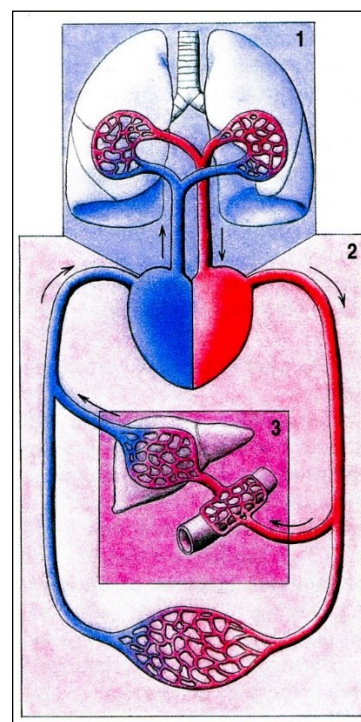
### 2.1 ANATOMIE CÉVNÍHO SYSTÉMU

Cévní systém se podle přepravovaného média dělí na dvě soustavy: systém krevních cév a systém lymfatických cév [4].

#### 2.1.1 Krevní cévy

Krevní cévy tvoří dva uzavřené okruhy: velký (tělní) a malý (plicní) okruh (viz **Obr. 1**) [5]. Spojují tak místa dodávající živiny (střevo) a kyslík (plíce) s místy jejich vstřebávání (orgány a tkáně) a zpětně zajišťují dopravu metabolitů z proběhlé látkové výměny k ledvinám a k plicím [1]. Cévy se podílí i na složitém mechanismu distribuce a vylučování vody. Díky prostoupení krevních cév celým organismem, jsou také využívány jako prostředek k distribuci hormonů<sup>2</sup>, jakožto jednoho z velice účinných komunikačních prostředků v těle. Organismus tak může vyslat signál pro celé tělo najednou [6]. Krevní cévy také přepravují imunitní buňky, které zajišťují obranu organismu před nebezpečím jak vnitřním, tak i vnějším. Prostřednictvím cév je tak zajištěno jejich rychlé nasazení po celém těle [7].

Ústředním prvkem krevního systému je dutý svalový orgán, **srdce**. Představuje hnací element obou krevních okruhů. Skládá se ze čtyřmi chlopněmi oddělených prostorů, levá předsíň, levá komora, pravá předsíň, pravá komora. Velký okruh je poháněn stahy levé komory, malý okruh stahy pravé komory. Velikostem okruhů odpovídá i mohutnost svaloviny komor. Svalovina levé komory je až trojnásobně tlustší než svalovina pravé komory (viz **Obr. 2**). Jedním stahem je srdce schopno z každé ko-

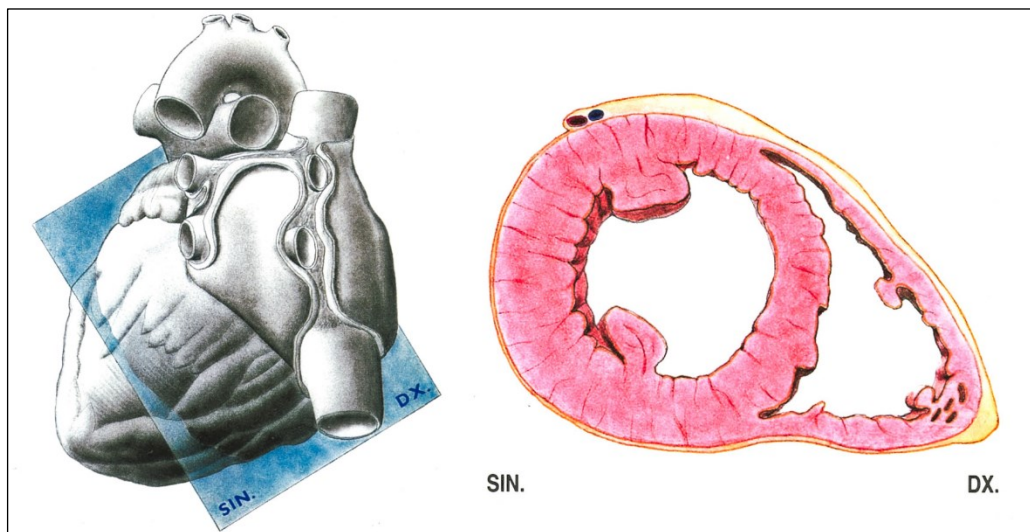


**Obr. 1:** Schéma krevního oběhu. Malý (1), velký (2) a portální (3). (Zdroj: Čihák, 2002)

<sup>1</sup> produkt látkové výměny (metabolismu)

<sup>2</sup> signální molekuly

mory vypudit kolem 80ml krve (tzv. pulsový objem). Při frekvenci 75 tepů za minutu tak dostáváme průtok krve srdcem 6 litrů za minutu. Za minutu se tak přečerpá celý objem krve v těle [5]. Tepová frekvence, a tím i průtok krve, se mění úměrně zátěži i nervovým podnětům.



**Obr. 2:** Tvar srdečních komor na příčném řezu srdcem.

SIN = levá komora, DX = pravá komora.

(Zdroj: Čihák, 2002)

Činnost srdce se dělí na systolu a diastolu. Během diastoly dochází k čerpání krve skrze srdeční předsíně do komor, kde se po naplnění komor krví uzavřou chlopně mezi komorami a předsíněmi. Následuje kontrakce komor, označovaná jako systola, během níž se otevřou chlopně do aorty a plicnice<sup>3</sup> a krev se vypudí aortou do celého těla a plicnicí do plic. Chlopně se otevřou právě v okamžiku, kdy tlak v komorách dosáhne stejného tlaku vně komor, což je v případě aorty 80 mmHg (10,7 kPa) a v případě plicnice 10 mmHg (1,33 kPa). Maximální tlak v komorách pak dosahuje vlevo hodnot 120 mmHg (16kPa), vpravo pak 25 mmHg (3,33kPa). V neokysličené krvi jdoucí do plic pak dojde k navázání kyslíku na krevní barvivo hemoglobin a vylučování oxidu uhličitého. Účinnost tohoto procesu je zvýšen obrovským povrchem plicních kapilár (cca 140m<sup>2</sup>) [1]. Krev okysličená, jdoucí do aorty, pak kyslíkem zásobuje dle potřeby celé tělo.

Krevní cévy v těle se dělí podle funkce na tepny a žíly (lat. arteriae a venae). Tepny odvádějí ze srdce okysličenou krev a postupně se větví v tenčí a tenčí tepny přes tenkostěnné tepénky (arteriolae) až k terminálním vlásečnicím (kapilárám), jejichž stěna je tvořena pouze jednou vrstvou endotelových<sup>4</sup> buněk, prostřednictvím které dochází mezi krví a tkáněmi k výměně živin a plynů. Tyto kapiláry spolu vydatně anastomozují<sup>5</sup> a proplétají tkáň cílové struktury potřebující výživu. Zpět do srdce pak vedou odkysličenou krev z vlásečnic (venulae) větší žíly [5, 8].

<sup>3</sup> arterie vedoucí odkysličenou krev do plic, také nazývána plicní kmen (truncus pulmonalis)

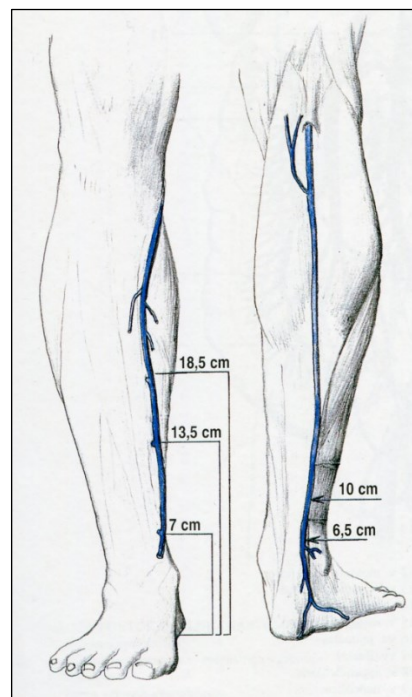
<sup>4</sup> jednovrstevný epitel vystylající vnitřní povrch krevních i lymfatických cév a srdce

<sup>5</sup> spojení zejména cév

Žilní systém dolních končetin (DK) se dále dělí na *povrchový* (lat. superficialis) a *hluboký* (lat. profundus) [5]. Povrchový žilní systém představují žíly pod kůží, hluboký žilní systém představují žíly hluboko mezi svaly (pod fascií<sup>6</sup>) a jsou zpravidla zdvojené s přílehlými

stejnomenými tepnami. Odvádí většinu krve z končetin. Povrchový a hluboký žilní systém je vzájemně funkčně propojen pomocí *perforátorů* (anastomóz) (viz **Obr. 3**), které představují zkrácení cesty krevního průtoku a nárazové vyrovnání větších objemů krve (např. při zátěži). Při patologických stavech je tak systém i „jištěný“ pro případ poruchy některého z žilních kmenů. Perforátorů je v DK asi 150. Tyto spojky, ale i ostatní žíly DK, obsahují pro zachování směru proudění krve chlopně. Jsou dokonce i ve zmíněných perforátorech, jejichž funkce je usměrňovat tok krve z povrchového řečiště do hlubokého.

Obecně lze říci, že celá soustava je uzpůsobena tak, aby krev z drobných, a posléze z povrchových cév, tekla pouze směrem do cév hlubokých a z nich pomocí sací síly srdce, svalové pumpy lýtkových svalů tekla zpět do srdce. Pokud nastane disfunkce těchto normálních poměrů, dochází k retrográdnímu proudění a následně až ke CHVI<sup>7</sup>. Řešení je pak chirurgické, pomocí sklerotizace (např. operací varixů<sup>8</sup>, podvazy perforátorů, uzavření cév arteficiálním zánětem). Nemůže-li být pacient operován, pak jediným kauzálním řešením příčiny problému je kompresivní terapie (viz níže).



**Obr. 3:** Polohy perforátorů povrchového a hlubokého žilního systému na dolní končetině. (Zdroj: Čihák, 2002)

### 2.1.2 Mízní cévy

Mízní cévy (lymfatické cévy) obsahují bezbarvou tekutinu nazývanou mízou (řec. lymfu), původem z mezibuněčných prostor vaziva a tkání. Z těchto prostorů se sbírá mezibuněčná tekutina (tkáňový mok) do mízních kapilár a pokračuje dál do mízních uzlin a větších mízních kmenů (ductus thoracicus a ductus lymphaticus dexter), které finálně vyústí do žil (angulus venosus sinister<sup>9</sup> a angulus venosus dexter) [5]. Mízní cévy tak zajišťují návrat elektrolytů a proteinů, které by se jinak začaly v mezibuněčných prostorech hromadit za vzniku otoků. Na rozdíl od žilních kapilár jsou totiž schopné absorbovat i objemnější složky tkáňového moku. Lymfatické cévy často probíhají souběžně s žilními kmeny, a tak jako žíly, obsahují také početné chlopně, zabraňující návratu lymfy proti směru proudění. Pohyb mízy je v hlavní míře závislý na pohybech (kontrakcích) okolního svalstva (pohyb končetin, bránice, ...), ale také rychlosti její tvorby [5]. Proto je pro správnou funkci lymfatického systému doporučován pohyb. Největší lymfatické kmeny obsahují i vrstvu hladké svaloviny umožňující kontrakci cév a tím posun mízy [1].

<sup>6</sup> blanité pouzdro svalů

<sup>7</sup> Chronická Venózní Insuficience

<sup>8</sup> křečové žíly

<sup>9</sup> soutok v.jugularis interna sinistra a v.subclavia sinistra

Kromě elektrolytů, různých proteinů, tuků, metabolitů a dalších komponent, obsahuje míza také lymfocyty. Lymfocyty jsou buňky imunitního systému, který má za úkol dozor a ochranu organismu. Jsou tvořené v kostní dřeni a lymfoidních orgánech (thymus, uzliny, slezina) a na trase mízních cév se shromažďují v mízních uzlinách. Tyto uzliny plní funkci několika za sebou propojených filtrů, které čistí lymfu sesbíranou z celého těla. Díky vysoké koncentraci imunitních buněk v uzlinách tak zachytí většinu cizorodých látek a ochrání tak organismus [8].

## 2.2 NEMOCI CÉVNÍHO SYSTÉMU A JEJICH LÉČBA

Nemocí cévního systému je opravdu celá řada, stejně tak jejich příčin a projevů. Mnohá onemocnění vyústí v tvorbu vředů nebo jiných poruch vyžadujících léčbu. Etiologicky<sup>10</sup> se uvádí přes 800 klinických jednotek, přičemž největší zastoupení mají poruchy žilní a arteriální. Nemoci představují nemalé materiální náklady i ztráty pracovní doby. Např. ve Velké Británii jde 230 mil. liber jen na ošetřování chronických ran. Nemoci postihují 8-20 % žen ve věku 30 až 40 let, varixy se vyskytují ve středním věku až v 50 %. Většina postižených jsou však senioři, kteří často nejsou schopni se sami ošetřovat a vyžadují domácí nebo ústavní péči. Stav mají silný civilizační charakter a onemocnění vyžadují vysoké nároky na sociálně zdravotní síť [9] [3].

Většina onemocnění vyplývá z určitého odklonění od správné funkce cévního systému ať už z důvodu dědičné predispozice (zvýšená srážlivost krve, porucha v metabolismu tuků, cukrovka, rakovina), nesprávné životosprávy (fyzická neaktivita, kouření cigaret, stres), tak i vlivu okolního prostředí (karcinogeny, nízký/vysoký tlak). Do určité míry se organismus umí s menšími odchylkami od normálního stavu vyrovnat, díky spletitým zpětným vazbám a regulacím, ale jakmile chyby přesáhnou určitý mezní stav, přesahující možnosti regulace, začnou se projevovat tyto důsledky v podobě symptomů nemoci. Aplikací léčby prakticky pomáháme organismu vyrovnat se s těmito stavy a záleží jen na zvoleném postupu, zda budou mít naše zásahy pozitivní nebo negativní vliv. Proto je velice důležitá volba tohoto postupu/léčby. Ke správné volbě léčby je nutno rozpoznat symptomy nemocí na jejichž základě se pak daná léčba vybírá. Pro lepší přehled si uvedeme některá hlavní cévní onemocnění:

### **Trombóza (flebotrombóza)**

Rozeznává se povrchová a hluboká tromboflebitida (lat. thrombophlebitis superficialis et profunda). Jde o zánětlivé onemocnění povrchových nebo hlubokých žil. Zánět způsobí tvorbu trombů<sup>11</sup> a uzavření cév. Zatímco povrchní zánět je spojen s bolestivostí, otokem, zarudnutím, hluboký je závažným onemocněním, které může vyústit k tvorbě embolu<sup>12</sup>, který putuje krevním řečištěm a uzavře jej. Z toho pramení vznik ischemizace<sup>13</sup> až nekróza<sup>14</sup> za ním ležící tkáně. Může to tak zapříčinit vznik např. plicní embolie, infarktu myokardu, ictus atd. [10].

### **Varixy a varikóza**

Varixy jsou ampulárně rozšířené uzlovitě změněné žíly (od drobných kapilárních, ojedinělých, až po konvoluty kmenových cév – varikóza), které souvisí s genetickými, rodinnými, rasovými

---

<sup>10</sup> původ onemocnění, hledání příčin

<sup>11</sup> krevní sraženina

<sup>12</sup> vmetek

<sup>13</sup> nedostatečnost

<sup>14</sup> odumření

i civilizačními vlivy. Častý výskyt je podmíněn obezitou, zaměstnáním (dlouhé stání), námahou, u žen graviditou. Obvyklé jsou na genuinním (rodovém) podkladě od 10 až 20 roku věku kdy vznikají primární varixy. Sekundární vznikají jako následek tromboflebitidy.

### **Chronická venózní insuficience (CHVI)**

Tento syndrom, který se dělí většinou na 3(4) stádia, je výsledkem mnoha dějů vznikajících i řadu let na podkladě varixů a zánětů žil. Následná insuficience chlopní, omezení nebo změny toku krve v žilách, vede ke kaskádě patologických dějů. Jedná se o otok kolem kotníků (I.st.), změny ve smyslu hyperpigmentací a depigmentací, k prostupu erytrocytů do tkáně, k hypoxii, ke sklerotickým změnám, ke vzniku stavu označovanému jako dermatitida ze stázy.

Dochází také k uplatnění mikrobiální složky a vzniká eventuelně i mikrobiální ekzém (II.st.) Stálé zhoršování lokální výživy (často v místě drobného úrazu, či nad perforátorem) vyústí v různě velké bérkové vředy (II.st.). Ty se opakují, hojí se jizvou, což je funkčně méně hodnotná tkáň (IV.st.) [11, 12].

### **Ischemie**

Jedná se o různé poruchy prokrvení tkáně. Postihuje hlavně arterie. Nedokrevnost způsobí i spasmus<sup>15</sup> cév (např. práce s pneumatickými kladivy, vibračními stroji). Příčinou může být často ateroskleróza (viz níže), ale i jiné důvody (cukrovka), které vedou k omezení průtoku cévami. Následkem je hypoxie<sup>16</sup> tkáně. Následkem ischemie může také často docházet k lokální nekróze tkáně (např. kůže, podkoží i svalů), takže vzniká ischemický vřed. U takových vředů je kontraindikována níže probíraná kompresivní léčba. Hojně se ale vyskytují vředy smíšeného charakteru (etiologie), kde se empiricky zjistilo, že určitý stupeň komprese je prospěšný. Z těchto důvodů, aby nedošlo k poškození pacienta, se stanovuje mj. tzv. ABI index (Ankle Brachial Index), což je poměr hodnoty systolického tlaku na paži k systolickému tlaku na kotníku. Pro případ možné ischemické poruchy, a tudíž možného poškození nemocného se hodnoty indexu pohybují pod 0,9 (normální hodnoty jsou 1-1,29). Jde o příklad, jak je důležité měření různých hodnot k volbě správné a individualizované léčby.

### **Otok**

Neboli edém je příznakem, při kterém dochází ke zmnožení mezibuněčné tekutiny. Příčinou bývá nerovnováha v přísunu a odvodu mezibuněčné tekutiny, CHVI, hydrostatický tlak, srdeční nedostatečnost, poruchy ledvin, alergické příčiny a další.

### **Lymfedém**

Jedná se o otoky končetiny z důvodu porušené funkce lymfatického systému. Existují dědičné poruchy primární a sekundární, vzniklé na základě různých onemocnění (paraziti – filarie, chirurgické vyjmutí uzlin pro nádor (ablace mamy), primární nádory, záněty = např. růže (erysipel)). Může jít také o blokádu lymfatických uzlin z důvodu nádorového onemocnění, kdy se nádorové buňky hromadí v lymfatických uzlinách nebo po jejich operaci [13].

### **Ateroskleróza**

Je charakterizována omezením průtoku krve cévou v důsledku špatného metabolismu tuků, kdy se tuky (cholesterol) ukládají do cévních stěn a tím snižují jejich průsvit.

---

<sup>15</sup> stahy, křeče

<sup>16</sup> nedostatek kyslíku



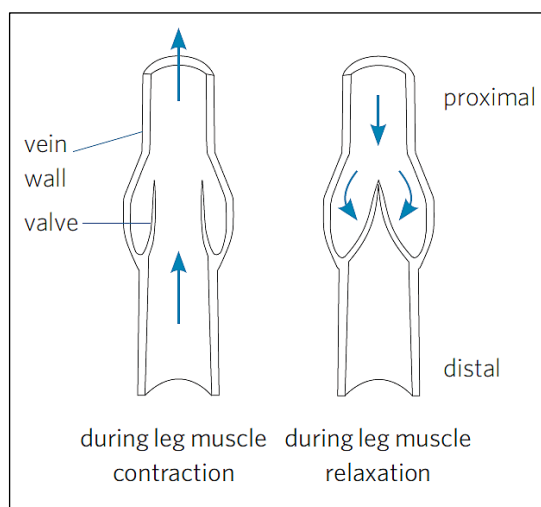
## Aneurysma

Značí vyklenutí tepenné stěny. Příčinou je zeslabení tepenné stěny. Může být kdekoliv v cévní soustavě z příčin vrozených či získaných (např. vysoký krevní tlak – hypertenze). Z lokalizace aneurysmatu vyplývají pak život ohrožující příznaky (prasknutí výdutě v mozku, disekující<sup>17</sup> aneurysma aorty).

### 2.3 POŽADAVKY NA KOMPRESI DOLNÍCH KONČETIN

Abychom pochopili lépe požadavky na terapii komprese dolních končetin, provedme nejprve rozbor přirozených funkcí v organismu podporující a udržující funkci žilního návratu krve. Jedná se především o žilní chlopně, svalové pumpy a činnost srdce a bránice.

**Žilní chlopně** fungují na principu zpětné klapky, dovolují proudit krvi jen jedním směrem, a to k srdci (viz **Obr. 4**). V případě, že dojde k oslabení žilních stěn, ať již díky genetické predispozici, onemocněním nebo životou správnou, chlopně přestanou dosahovat původní účinnosti a vzniká pak tzv. žilní reflux<sup>18</sup> provázený vznikem varixů, městnání mezibuněčné tekutiny a mohou vyústit až ve vytvoření bércových vředů. K tzv. **svalové pumpě** počítáme svaly přilehlé k žilám, které díky svojí opakované kontrakci, žíly stlačují a vyvozují tak tlak potřebný k pohybu krve. Zajišťují tak až 90 % nezbytného tlaku [14]. V oblasti hlubokého žilního systému pak pomáhají pohybu krve i přilehlé pulsující tepny. Zbývajících 10 % je vyvoláno a umožněno pohybem **bránice a srdce**.



**Obr. 4:** Žilní chlopně.

(Zdroj: International Wounds, 2013)

**Základní požadavky** pro úspěšnou kompresivní terapii v případě žilních onemocnění dolních končetin jsou tedy zajištění správné funkce žilního návratu krve<sup>19</sup> a snižování otoku. Tento požadavek je možné splnit pouze dostatečnou kompresí v povrchovém i hlubokém žilním systému. Kompresie tak nahradí nedostatečnou funkci žilních chlopní působením tlaku proti městnání krve v povrchovém žilním systému a zadržování mezibuněčné tekutiny. Ve volbě komprese je nutno brát také v potaz zvyšující se hydrostatický tlak krve vzhledem k poloze. Jiný tlak v žilách bude v poloze v leže, jiný v poloze ve stoje a jiný v případně pohybu, kdy dochází k jeho cyklickým změnám. Pokud by však byla zvolena příliš velká komprese, mohlo by docházet k ischemizaci až ucpání cév a následnému nedostatečnému prokrvení svalů a tkání vedoucímu k jejich odumření. Ke správné volbě velikosti a způsobu komprese je proto nutno zohlednit všechny popsané vlivy [15].

### 2.4 TECHNIKY KOMPRESIVNÍ TERAPIE DOLNÍCH KONČETIN

Ve vztahu ke specifickým onemocněním žilního systému dolních končetin byly definovány 4 kompresivní třídy vztažené na kotníkový tlak<sup>20</sup> při poloze ve stoje. Doporučené tlaky se pohybují od 20mmHg do 60mmHg [14]. Konkrétní hodnoty se ale mohou napříč různými státy lišit

<sup>17</sup> roztržené

<sup>18</sup> nedostatečný návrat žilní krve

<sup>19</sup> návrat krve z žilního řečiště tělního krevního oběhu do pravé před síně srdce

<sup>20</sup> tlak v místě kotníku

(viz **Obr. 5**, **Obr. 6**). Srovnání rozsahů kotníkových tlaků u 1,8m vysokého zdravého a nemocného člověka je na **Obr. 7**.

K navození komprese se využívá několik technik a fyzikálních principů. Patří k nim použití pružných materiálů ve formě bandáží a elastických punčoch, tlaku vzduchu (buď přímo nebo prostřednictvím nafukovaných vaků), případně hydrostatického tlaku v podobě vodou plněných vaků. Každý z uvedených principů má svoje silné i slabé stránky, proto si každou probereme důkladněji.

Compression class	British standard	European classification
class 1	14–17 mmHg	18–21 mmHg
class 2	18–24 mmHg	23–32 mmHg
class 3	25–35 mmHg	34–46 mmHg
class 4	not available	49–70 mmHg
class 4 super	not available	60–90 mmHg

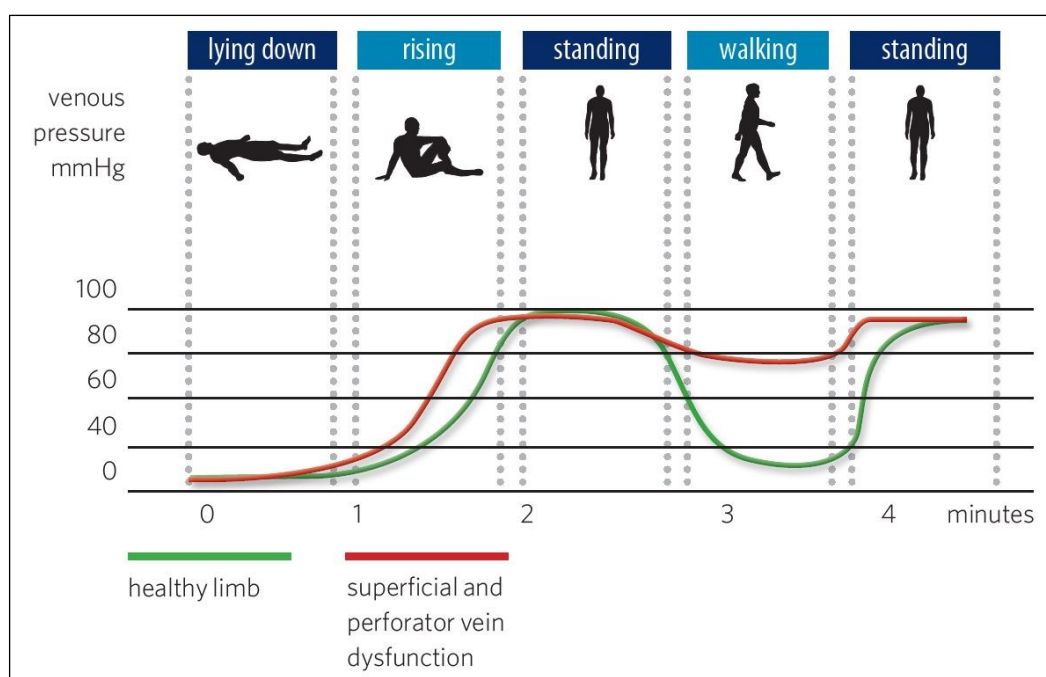
**Obr. 5:** Doporučené kategorie kompresních tříd.

(Zdroj: Scottish Intercollegiate Guidelines Network, 2010)

Kompresivní třída	Tlak nad kotníkem (mmHg)	Indikace
I.	18–21	stadium C0–C1 prevence vzniku varixů v graviditě prevence vzniku varixů u pracujících vestoje
II.	23–32	stadium C2–C4 těhotné ženy s varixy
III.	34–46	stadium C5 varixy po flebotrombóze flebolymfedém s ložiskovou fibrotizací podkoží
IV.	nad 49	posttrombotický syndrom s lipodermatosklerózou flebolymfedém s difuzní fibrotizací podkoží

**Obr. 6:** Kompresivní třídy punčoch.

(Zdroj: Navrátilová, Z, 2008)



**Obr. 7:** Kotníkový tlak v žilách pro různé polohy.

(Zdroj: International Wounds, 2013)

### 2.4.1 Bandáže (obvazy, obinadla)

Bandáže se rozdělují podle tažnosti na krátkotažné a dlouhotažné, kde veličina tažnost představuje o kolik procent lze původní délku bandáže prodloužit z původní délky.

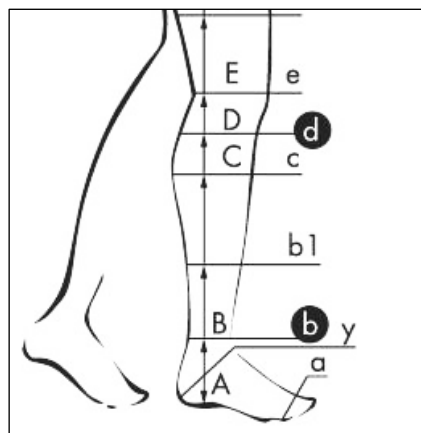
$$\text{tažnost} = \frac{\text{prodloužená délka} - \text{původní délka}}{\text{původní délka}} \cdot 100 [\%]$$

Krátkotažné bandáže mají tažnost menší než 100%. Navozují nízký klidový tlak<sup>21</sup> a vysoký pracovní tlak<sup>22</sup>. Účinkuje na povrchový i hluboký žilní systém a je vhodný jak pro mobilní, tak ležící pacienty u pokročilých stádií žilních onemocnění. Jeho aplikace vyžaduje zkušenost. Při nesprávné aplikaci může dojít ke vznikům sekundárních obtíží. Jako doplnění je třeba zmínit, že v této kategorii se používají i čistě neelastické bandáže.

Dlouhotažné bandáže mají tažnost větší než 100%. Navozují vysoký klidový tlak a nízký pracovní tlak. Při pohybu vytváří menší odpor svalům. Jsou ideální na denní nošení a používají se převážně u ortopedických poruch nebo pro počáteční stádia žilních onemocnění, nebo v kombinaci s krátkotažnými obvazy (tj. tzv. 2-4 LB systémy). Výhoda bandáží spočívá ve snadnějším ošetřování kůže, případně bérkových vředů, malá pořizovací cena a možnost je využít bez ohledu na proporce končetiny. Nevýhodou je nutná zkušenost s aplikací bandáží, kdy špatné provedení může znamenat zhoršení průběhu nemoci.

### 2.4.2 Elastické punčochy

Elastické punčochy jsou vyráběny v různých velikostech a kompresivních třídách. Ke správnému výběru je třeba změřit dolní končetinu v jasně daných lokalitách (viz **Obr. 8**) a podle onemocnění, nebo jeho fáze zvolit požadovanou kompresivní třídu (viz **Obr. 6**). Tuto volbu provádí lékař. Výhodou je, že k samotné aplikaci již není třeba žádné odbornosti. Hlavní nevýhodou bývá vyšší pořizovací cena a nutnost zajistit konkrétní velikost.



**Obr. 8:** Místa měření dolní končetiny. (Zdroj: <https://unizdrav.cz/>)

### 2.4.3 Pneumatická kompresivní terapie

Kompresivní terapie prostřednictvím tlaku vzduchu se používá např. u lymfedémů. Zařízení má podobu buď oddělených vaků, které se předdefinovaným způsobem napouštějí a vypouštějí čímž dochází k požadované kompresi mající za následek pohyb krve a lymfy správným směrem. Tato terapie zčásti nahrazuje (resp. doplňuje) ruční lymfodrenáž<sup>23</sup> mající za cíl odplavit nahromaděnou mezibuněčnou tekutinu pomocí lymfatických cév [16].

Další zařízení používající využívající tlaku vzduchu jsou hyperbarické komory, ve kterých je končetina neprodyšně uzavřena a pomocí přednastavených cyklů prokrvována. Jasnou výhodou je tak automatizované přednastavené cykly nahrazující ruční terapii. Nevýhoda je nutnost návštěvy rehabilitačních zařízení vlastnící tyto terapeutické aparatury.

<sup>21</sup> tlak při relaxovaném stavu, působí na povrchové struktury

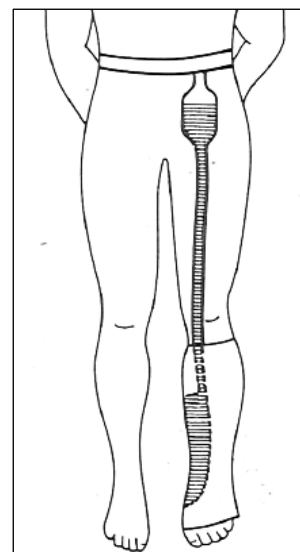
<sup>22</sup> tlak při svalové kontrakci, působí proti aplikované bandáži

<sup>23</sup> specifická odborná masáž podporující tok lymfy správným směrem



#### 2.4.4 *Hydrostatická kompresivní terapie*

Kompresivní terapie pomocí hydrostatického tlaku byla představena jedním ze zakladatelů naší flebologie<sup>24</sup> docentem V.Holanem [17], který umístil zprvu v místě srdce, posléze k pasu rezervoár s vodou, který byl trubičkami spojen s vakem umístěným na bérce pod obvazem (viz **Obr. 9**). Velkou výhodou tohoto řešení tak bylo přizpůsobení kompresivní terapie hydrostatickému tlaku v žilách měnící se s polohou pacienta. Nevýhodou je jeho neskkladnost omezující pohyb, což z něj udělalo pro běžný život nepoužitelné zařízení.



**Obr. 9:** Kompletní hydrostatická komprese.  
(Zdroj: Holan, 1976)

#### 2.4.5 *Zhodnocení použití bandáží a elastických punčoch*

Vzhledem k jednoduché aplikaci a jistotě dodržení správného přítlaku jsou nejlepším řešením elastické punčochy. Pro nemocnice a zdravotnická zařízení však i přes tuto velkou výhodu nejsou elastické punčochy primárními pomůckami ke kompresivní terapii díky vyšší pořizovací ceně a zajištění konkrétních velikostí. Proto se v převážné většině používají bandáže, která tato omezení nemají. Oproti elastickým bandážím ale mají nevýhodu v dodržení požadovaného přítlaku daného kompresivní třídou, protože každé bandážování je aplikované individuálně, a dokonce ani u zkušených a kvalifikovaných zdravotnických pracovníků správnost provedení nelze zaručit. Z tohoto důvodu je snaha využít technická zařízení ke kontrole vyvozené komprese, která vedou k většímu povědomí o průběhu kompresivní terapie a tím i zvýšení účinnosti léčby.

### 2.5 MĚŘÍCÍ PŘÍSTROJE KOMPRESY V MEDICÍNĚ

Aktuálně lze na trhu najít 4 nejpoužívanější měřicí aparatury používané ke kontrole komprese pod bandáží. Jsou to **Kikuhime®** (výrobce: TT Meditrade; Soro, Dánsko), **SIGaT tester®** (výrobce: Ganzoni; Winterthur, Švýcarsko), **PicoPress®** (výrobce: Microlab; Padua, Itálie) a **Pliance X®** (výrobce: Novel; Mnichov, Německo). První 3 pracují na pneumatickém principu měření tlaku, poslední využívá měření tlaku prostřednictvím změny kapacity senzoru. První tři přístroje porovnává ve své práci z roku 2011 profesor Partsch, jako jeden z významných odborníků v oblasti kompresivní terapie [18].

---

<sup>24</sup> nauka o žilách

### 2.5.1 Kikuhime®

Kikuhime je systém skládající se z vlastní měřící aparatury s displejem, silikonové hadičky a dvou senzorů (malého a velkého) v podobě nafukovacích vaků (viz **Obr. 10**). Rozsah registrovaných tlaků je 0÷120mmHg s přesností ±8mmHg. Zařízení umožňuje kalibraci a je napájeno z vyměnitelných baterií. Zařízení je využíváno pro různé výzkumné projekty [19].



**Obr. 10:** Měřící přístroj Kikuhime®.  
(Zdroj: <http://www.ttmeditrade.dk/en/kikuhime>)

### 2.5.2 SIGaT® tester

Jedná se o pneumatický měřící systém podobného provedení jako předchozí. Obsahuje 7,5x5cm velký vakovitý senzor, spojený pomocí plastové hadičky s vlastní aparaturou (viz **Obr. 11**). Je vybavený softwarem umožňující záznam. V současné době je špatně dostupný.



**Obr. 11:** Měřící přístroj SIGaT® tester.  
(Zdroj: Partsch, H, 2008)

### 2.5.3 PicoPress®

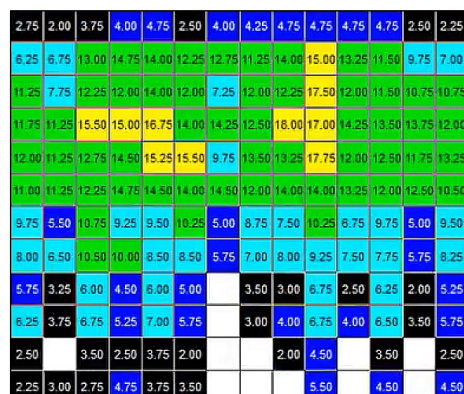
Jedná se o pneumatický měřící systém vyznačující se velice tenkým senzorem (viz **Obr. 12**). Rozsah tlaků 0÷189mmHg s přesností ± 3 mmHg s 12bit A/D převodníkem a interním dobíjecím akumulátorem. Zařízení samo je schopno zaznamenat až 100 měření. Součástí je obslužný software s grafickou interpretací měřených hodnot. Nepotřebuje kalibraci.



**Obr. 12:** Měřící přístroj PicoPress®.  
(Zdroj: <http://www.microlabitalia.it/>)

### 2.5.4 Pliance X®

Jedná se o spíše univerzální měřicí aparaturu sestávající se z ohebné a elastické sensorové matrice, multikanálového analyzátoru, kalibračního zařízení a ovládacího softwaru. Senzory pracují na kapacitním principu a díky jejich maticovému uspořádání je možné určovat míru komprese v jednotlivých sektorech (viz **Obr. 13**). Senzor lze volbou parametrů, jako je např. rozsah měřené síly, hystereze a odezvy, navrhnout přímo pro cílovou aplikaci.



**Obr. 13:** Aplikace přístroje Pliance X®. Příklad matice naměřených tlaků v kPa. (Zdroj: <http://www.novel.de/novelcontent/pliance>)

## 2.6 CÍL PRÁCE

Cílem diplomové práce je navrhnout systém pro měření přítlaku pod bandáže (obecně kompresivními pomůckami) včetně algoritmu schopného doporučit přítlak v závislosti na předepsané kompresivní třídě, použité bandáži, aktivitě pacienta a poloze bandážování.

Popsaná stávající řešení tuto funkcionalitu postrádají. Jsou to jednoúčelové měřicí přístroje měřící pouze bodový nebo plošný přítlak bez jakékoliv implementované vyšší funkce vztahující se ke kompresivní terapii. Přístroje jsou navíc těžko dostupné a drahé. Vzácně si je kupují zdravotnická zařízení, případně výzkumné ústavy, které provádějí podrobnější výzkum kompresivní terapie. Pacienti jsou tak odkázáni na nemocnice, kde jsou buď hospitalizováni, nebo kam pravidelně dochází z důvodu správné aplikace kompresivní terapie. V případě že si kompresi aplikují sami doma, často ji zanedbávají kvůli diskomfortu, který je spojen s požadovanou velikostí přítlaku kompresivní třídy.

Navrhovaný systém by měl přidat funkcionalitu ve formě větší kontroly nad průběhem kompresivní terapie, optimalizovat její účinnost a zpřístupnit její použití i pro laickou veřejnost. Při domácí aplikaci by tak měla být zachována požadovaná kvalita kompresivní terapie.

V následující části diplomové práce se proto zaměříme na volbu vhodných komponent HW řešení kompresivního systému, a to z hlediska funkčnosti, pořizovací ceny a dostupnosti. Dále navrhujeme způsob zpracování naměřených hodnot a vytvoříme algoritmus vyhodnocující dostupné měření a parametry charakterizující způsob použití.

Nad rámec zadání této diplomové práce bych rád ještě stručně nastínil směr, kterým problematika kompresivní terapie ubírá a tou je dynamická regulace tlaku. Náznaky byly již v minulosti, jako již zmíněný pokus docenta Holana s vaky naplněnými vodou, které měly kompenzovat protitlak způsobený hydrostatickým tlakem krve (**Obr. 9**). Je tak evidentní, že se o této komplikaci vědělo a ví a díky technologickému pokroku, můžeme toto „prázdné místo zaplnit“. Nepředpokládám žádný komplikovaný návrh regulace, ale jen takové zamyšlení nad automatickou regulací přítlaku s cílem odhalit slabá místa, která si v budoucnu zaslouží podrobnějšího rozboru.

Diplomová práce by tak měla k optimalizaci statického přístupu kompresivní terapie pomocí „inteligentního“ měřicího přípravku s doporučením bandážovacího tlaku<sup>25</sup>, poskytnout i náhled na dynamický přístup.

---

<sup>25</sup> tlak vznikající při samotné aplikaci kompresivní terapie pod bandážemi

## 3 NÁVRH HW ŘEŠENÍ

---

### 3.1 SENZORY TLAKU

Tlak jako fyzikální veličina udává dle definice velikost působící síly na jednotku plochy ( $\text{Pa} = \text{N} \cdot \text{m}^{-2}$ ). Může být měřen přímo anebo nepřímo. Měření tlaku **přímou metodou** získáme hodnotu tlaku bez nutných mezioperací výpočtu, měříme přímo velikost tlaku. Jako příklad můžeme uvést měření tlaku pomocí sloupce rtuti používaný ve zdravotnických tonometrech. Působením tlaku vzduchu v hadičkách spojující natlakovanou manžetu se skleněnou trubičkou obsahující rtuť nám přímo ukáže velikost tlaku v mmHg (torr).

Naproti tomu **nepřímá metoda** měří veličiny související s tlakem, ze kterých je přepočtem/převodem určena konkrétní hodnota tlaku. Vlastnímu získání konkrétních hodnot však musí předcházet kalibrace měření, tj. srovnání naměřených dat s odpovídajícím standardem (etalonem), představující známou hodnotu.

#### 3.1.1 Rozdělení senzorů

##### 3.1.1.1 Podle způsobu měření tlaku

- **Absolutní**

Senzory měřící tlak ve vztahu k nezatíženému stavu. Jako na příklad u měření tlaku vzduchu se vztahuje k dokonalému vakuu.

- **Diferenční**

Senzory měří rozdíl tlaků mezi dvěma, nebo několika přivedenými tlaky. Využívá se např. při měření rozdílu tlaků před a za clonou, obecně v případech, kdy nás nezajímá tlak absolutní, ale jeho změna.

- **Relativní**

Senzory měří tlak ve vztahu k určité zvolené základní hodnotě. Dobrým příkladem je měření vzhledem k atmosférickému tlaku uváděné v jednotkách „bar“, určující kolikrát je změřený tlak větší nebo menší než hodnota atmosférického tlaku.

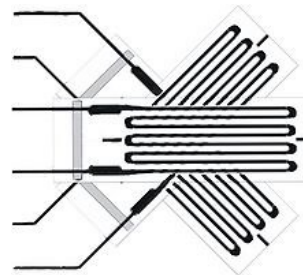
##### 3.1.1.2 Podle fyzikálního principu

- **Piezoelektrické**

U piezoelektrických senzorů materiál reaguje na změnu tlaku změnou výstupního napětí (objeveno bratry Pierrem Curiem a Paulem Jacquesem Curiem, 1880) [20], přičemž je tento jev reversibilní. V praxi to znamená, že lze měnit elektrickým polem objem materiálu. Jako materiály jsou používány různé typy krystalů, keramika ale i biologické (kosti, DNA a proteiny). Hlavní využití těchto senzorů je v oblasti velkých tlaků, ale i u konverze audio signálu.

#### ▪ **Piezorezistivní**

U piezorezistivních senzorů se využívá závislosti změny tvaru materiálu na změně elektrického odporu. Mezi používané materiály se řadí kovy, polovodiče a hlavní využití je v oblasti vyhodnocování mechanického napětí. Do této kategorie senzorů spadají i tzv. tenzometry. Jsou složeny z nevodivého podkladu, jako základu pro nanesení kovové vodivé vrstvy, jejíž tvar je volen podle použití. Senzor je na měřený díl pevně přilepen, čímž je zajištěn přenos i nepatrných změn tvaru, které se převádí na odpovídající napětí.



**Obr. 14:** 3-osý tenzometr.  
(Zdroj: cs.wikipedia.org)

#### ▪ **Kapacitní**

Kapacitní senzory využívají změny kapacity elektrického náboje v závislosti na vzdálenosti dvou elektrod oddělených dielektrikem. Jelikož další z proměnných ovlivňující velikost kapacity jsou vlastnosti dielektrika, nehodí se tento senzor do extrémních podmínek mající vliv na použité dielektrikum.

#### ▪ **Elektromagnetické**

Senzor využívá závislost změny elektromagnetické indukce na poloze jádra v cívce. Na jádro nebo cívku je pak připevněn příslušný pružný člen.

#### ▪ **Optické**

Optické tlakové senzory využívají mnoho principů k měření tlaku. Jsou to například senzory využívající speciálně upravených povrchů odrážející určité vlnové délky při různém zatížení, senzory s „totálním vnitřním odrazem“ využívají optické vlákno v interakci s prostředím jejíž index odrazu se s tlakem mění, senzory založené na mikro-ohybu, které využívají kritický úhel ohybu, při kterém světlo začne prosvítat do okolí. Můžou být i prostředníkem k měření vzdálenosti mezi pružným elementem reagující na tlak a pevným podkladem. Tyto senzory jsou ideální tam kde může docházet k vysokému elektromagnetickému rušení a vysokým teplotám.

#### ▪ **Potenciometrické**

Senzory využívající pro změnu elektrického odporu s délkou vodivého materiálu. Mechanismus je přímo spojený s jezdcem potenciometru.

#### ▪ **Využívající vlastnosti plynů**

Senzory využívající změny fyzikálních vlastností plynů vlivem tlaku – rezonanční frekvence, tepelná vodivost, ionizační schopnost.

#### ▪ **Pneumatické**

K přenosu tlaku využívají jako médium vzduch.

#### ▪ **Hydrostatické**

K přenosu tlaku využívají jako médium vodu.

### 3.1.2 Parametry senzorů

S výběrem senzoru souvisí i další parametry ovlivňujících jeho funkci a aplikaci. Jedná se o parametry **statické** a **dynamické**.

**Statické parametry** senzoru se získají ze statické přenosové charakteristiky, udávající vztah mezi měřenou, tedy vstupní veličinou, a výstupní veličinou závislé na typu senzoru. Získáme tak kalibrační křivku.

- **Citlivost**

Je dána statickým zesílením  $K$  vyjadřující poměr mezi přírůstkem tlaku a výstupem senzoru. Je definována sklonem kalibrační křivky. Čím je křivka strmější tím je senzor citlivější. Na malou změnu měřené veličiny dojde k velké změně výstupní veličiny.

- **Práh citlivosti**

Udává hodnotu tlaku, při které je hodnota výstupní veličiny senzoru rovna střední kvadratické odchylce náhodné složky šumu.

- **Linearita**

Udává maximální odchylku výstupní hodnoty od její aproximace lineární převodní funkcí.

- **Detekční rozsah**

Udává oblast přípustných hodnot daných minimální a maximální mezí, pro které je senzor navržen.

- **Hystereze**

Udává maximální rozdíl výstupní hodnoty senzoru získané během zvyšování a poté snižování měřené veličiny v celém detekčním rozsahu.

- **Opakovatelnost**

Je vyjádřena „Absolutní chybou opakovatelnosti“ udávající maximální odchylku výstupní veličiny od její střední hodnoty při opakovaném měření a dodržení stejných podmínek, nebo „Relativní chybou opakovatelnosti“ kde je Absolutní chyba opakovatelnosti vztažena k rozsahu hodnot výstupní veličiny.

- **Rozlišení**

Udává minimální zaznamenanou změnu výstupní veličiny.

- **Přesnost**

Je udávána jako relativní chyba senzoru vztažená k horní hranici měřeného rozsahu.

- **Teplotní drift**

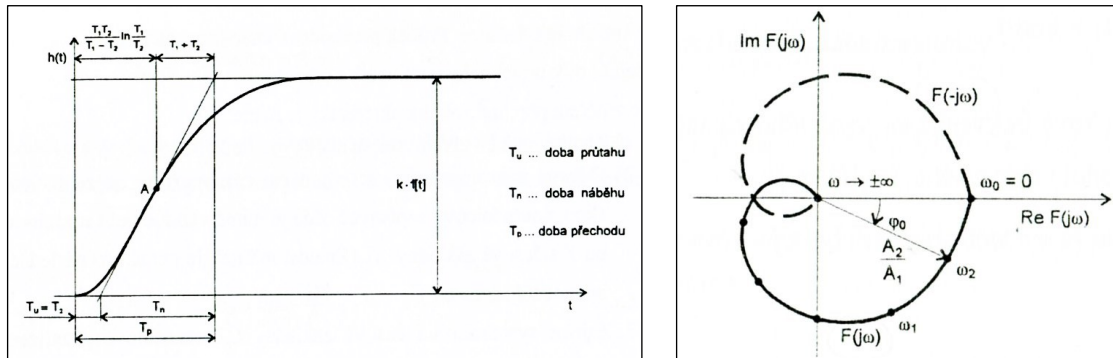
Udává maximální odchylku měřené veličiny vztaženou ke změně teploty o  $1^{\circ}\text{C}$ .

- **Časový drift**

Udává maximální odchylku měřené veličiny vztaženou k času při jejím dlouhodobém působení na senzor.

**Dynamické parametry** senzoru nám popisují chování senzoru při přechodových jevech. Proto jsou stejně důležité jako parametry statické. Zejména pak u aplikací vyhodnocující kmitavé nebo rychle se měnící stavy. Tyto přechodové jevy lze popsat přechodovou nebo frekvenční charakteristikou. Přechodová charakteristika (**Obr. 15**, vlevo) udává časovou závislost výstupní

veličiny při skokové změně vstupní veličiny. Frekvenční charakteristika (**Obr. 15**, vpravo) vyjadřuje závislost přenosové funkce a fázového úhlu na frekvenci od nulové frekvence (ustálený stav) do nekonečna. Jinými slovy, zobrazuje změny amplitudy a fáze výstupního signálu vzhledem k amplitudě a fázi signálu vstupního v závislosti na frekvenci.



**Obr. 15:** Přechodová a frekvenční charakteristika. (Zdroj: [21])

#### ▪ Setrvačnost

Je přirozená vlastnost reálného senzoru. Projevuje se zejména při rychlých změnách měřené veličiny, kdy se úměrně s rychlostí změn zvyšuje i okamžitá chyba měření. Je to určitý odpor senzoru proti rychlým změnám. Je určena časovou konstantou, zpožděním a dobou ustálení.

- Časová konstanta (doba náběhu) je dána průsečíkem tečny k přechodové charakteristice v počátku s ustálenou hodnotou [22].
- Zpoždění (doba průtahu) je dáno průsečíkem tečny k přechodové charakteristice v počátku s nulovou hodnotou.
- Doba ustálení odpovídá času, po kterém již hodnota zůstává v předem stanoveném rozmezí (tolerančním pásmu).

#### ▪ Šířka frekvenčního pásma

Rozdíl dolní a horní meze frekvence.

#### ▪ Rychlost měření

Perioda opakování měření.

#### ▪ Dynamická chyba

Je dána odchylkou mezi chováním reálného a ideálního senzoru [23].

**Dalšími parametry doplňující specifikaci senzoru** jsou *spolehlivost, odolnost vůči vlivům prostředí, citlivost na vnější vlivy, velikost, cena, kompatibilita s navazujícími členy.*

#### ▪ Spolehlivost

Charakterizuje schopnost zařízení plnit během stanovené doby za určitých podmínek svoji funkci. Zabývá se jí přímo matematická teorie spolehlivosti zaměřující se na prognózu, odhad a optimalizaci bezporuchovosti provozu výrobku [24]. Se spolehlivostí přímo souvisí **životnost**, značící způsobilost výrobku plnit požadované funkce do mezního stavu stanoveného mezními podmínkami [24].



#### ▪ **Odolnost vůči vlivům prostředí**

Zahrnuje odolnost vůči změnám teploty, vlhkosti, prašnosti, agresivity prostředí, elektromagnetickým polím, vibracím, tlakům, ionizujícímu záření. Pokud jsou neslučitelné s budoucím využitím je nutno buď zvolit jiný odolnější produkt, nebo omezit působení těchto vlivů vhodnými ochrannými prostředky (stínění, krytím, odpružením apod.) [23].

#### ▪ **Citlivost na vnější vlivy**

Je opakem předchozího parametru a určuje na jaké vlivy okolního prostředí je dané zařízení náchylné.

### 3.2 POŽADAVKY NA SENZOR A MĚŘÍCÍ APARATURU

Požadavky na výběr vhodného senzoru jsou dány jeho účelem. Senzor bude umístěn pod obvaz nebo elastickou punčochu buď přímo na kůži nebo do mezivrstvy kompresního prostředku. Dalším samozřejmým požadavkem na senzor je, aby byl jen prostředníkem/pozorovatelem/převodníkem v odečítání sledované veličiny, bez ovlivňování samotného procesu měření což samozřejmě nelze splnit na 100%, ale alespoň tento vliv minimalizovat.

Tudíž hledáme senzor **inertní** pro kůži a dostatečně **tenký**, aby neovlivňoval velikost přítlaků vyvozenými bandážemi v místě umístění senzoru, protože každá vystouplá hrana je potenciálním zdrojem většího přítlaku. Jak to popisuje Laplaceův zákon [25], který dává do souvislosti velikost přítlaku s poloměrem podkladu. Platí, že s klesající velikostí poloměru podkladu roste na něj působící tlak.

$$P = \frac{TW \cdot \alpha}{R}, \quad (3.1)$$

*kde*  $P$  ... tlak na podklad (tzv. *Interface pressure*) [Pa]  
 $TW$  ... síla na jednotku délky [ $N \cdot m^{-1}$ ]  
 $\alpha$  ... *proporcionální koeficient*  
 $R$  ... *poloměr* [m]

Senzor by měl být také dostatečně **pružný**, aby mohl kopírovat zakřivení měřeného místa, nebo dostatečně malý, aby byl vliv nepružnosti zanedbatelný. To vše při zachování nezbytné citlivosti a přesnosti v oblastech pracovního rozsahu tlaků, vyplývajících z doporučených kompresivních tříd. Práh citlivosti tedy musí spadat pod dolní mez minima kompresivních tříd. Vzhledem k lokalitě měření v blízkosti kůže, musí být senzor i dostatečně **odolný** na zvýšenou hladinu vlhkosti a případné změny teploty při celodenním nošení.

S výběrem vhodného senzoru souvisí i návrh samotné měřicí aparatury. S ohledem na použití by měla splňovat základní požadavky jako jsou bezpečnost, schopnost *převodu měřené fyzikální veličiny* na informační, měla by mít *potřebný rozsah* odpovídající použití, dostatečnou *citlivost a přesnost*, měla by umožňovat *kalibraci* vzhledem k použitým sensorům tedy i jejich případnou *výměnu*, měla by splňovat požadavek na *potřebnou frekvenci* měření, měla by mít možnost *připojit více sensorů*, celá měřicí aparatura by měla být v *uzavřené krabici* aby byla dostatečně chráněna. Dalšími nezbytnými požadavky jsou *možnost záznamu* měřených hodnot (datalogger), *snadná ovladatelnost, přenositelnost a zpětná vazba o stavu zařízení*. Jednotlivé požadavky si probereme podrobněji.

**Bezpečností** je myšleno bezpečnost elektrická. To znamená, že by zařízení mělo splňovat normy na bezpečnost dle platné normy ČSN EN 61010-1.

**Převod fyzikální veličiny** na informační musí být zajištěn centrální vyhodnocovací elektronikou jehož výběr závisí na vybraném senzoru.

**Rozsah** měřených tlaků je dán rozsahem tlaků používaných u kompresivních tříd (**Obr. 5, Obr. 6**). Vzhledem k uvedeným rozsahům by měl být dostatečný rozsah senzorů **15÷65 mmHg**.

**Dostatečná citlivost a přesnost** musí být vztažena na rozsah měřených tlaků. V této oblasti by měla být kalibrační křivka dostatečně strmá (tj. ideálně v každém bodě více než  $|45^\circ|$ ) k zajištění velké citlivosti a zároveň zajištěna přesnost na úrovni rozlišení mezi jednotlivými třídami. Pokud by nebylo možno díky velké nepřesnosti určit zařazení do kompresivní třídy, funkce zařízení by nebyla dostatečná. Vzhledem k informacím na **Obr. 6**, kde je minimální rozsah v jednotlivých třídách 4mmHg, měla by přesnost být ideálně  $\pm 2\text{mmHg}$ . Otázkou je, zda by u čidel s takovou přesností nenarostla neúměrně jejich pořizovací cena.

**Kalibrace** je základní procedura u každého měřicího přístroje zajišťující přesnost ve vztahu mezi měřenou veličinou a změřenými hodnotami díky ověřování měření na standardu. Vzhledem k možným změnám vlhkosti, teploty, ale i tvaru senzoru během aplikace, je nutné tuto položku nepodcenit a buď provést kalibraci před každým měřením, nebo zajistit korekci naměřených hodnot pro možné ovlivňující faktory a umožnit jejich volbu (přednastavení).

**Frekvence měření** se odvíjí od maximální rychlosti změn tlaku při měření. Vzhledem k požadavku měřit změny tlaku i během chůze, kdy se člověk pohybuje průměrnou rychlostí 5 km.h<sup>-1</sup>, což při velikosti kroku 0,5m odpovídá asi 3 krokům za sekundu a tedy periodě 0,4 s. Při dodržení Nyquistova teorému vzorkovací frekvence bychom tedy měli měřit alespoň s frekvencí dvojnásobnou, tj. 6 Hz, odpovídající periodě 0,17 s. Abychom získali rezervu zaokrouhlíme periodu dolů na **0,1 s** a tím se dostaneme na šířku *frekvenčního pásma* **0÷10 Hz**, která by měla být více než dostačující.

**Možnost připojit více senzorů** je požadavek z důvodu nutnosti sledovat velikosti tlaků nejen na úrovni kotníku (bod B) ale i na dalších místech kde je aplikována kompresivní terapie. S úspěchem lze proto využít potřebné elektroniky k současnému změření (myšleno měření se zanedbatelným zpožděním) více míst. Minimálně by mělo zařízení umožňovat připojit tedy dva senzory (nad kotníkem a na lýtku), ideálně tři (v bodech B, C, D) (viz **Obr. 8**).

**Krytí**, myšleno jako ochrana zařízení před dotykem, prachem a vodě stačí základní ochrana IP21 (proti náhodnému dotyku prstem, ochrana proti svisle dopadajícím kapkám dle normy ČSN EN 60529) alespoň ve fázi návrhové, kdy bude následovat ještě mnoho testování funkcí.

**Záznam naměřených dat** je jistě u měřicích aparatur jedna z nepostradatelných funkcí zajišťujících uchování naměřených dat pro pozdější zpracování. Vyžaduje určitou formu paměťového zázemí ve formě trvalé nevolatilní<sup>26</sup> paměti.

**Snadná ovladatelnost** je myšlena jednoduchost aplikace a manipulace se zařízením a senzory a redukce ovládacích prvků jen na nezbytné. Specifické požadavky na ovládání vyplynou až při samotném používání zařízení.

---

<sup>26</sup> umožňuje uchovat informaci i bez přítomnosti napájecího napětí

**Přenositelnost** je v tomto případě vztažena jak na malou hmotnost, tak na nezávislost zařízení na síťovém zdroji napětí. Zařízení by mělo být dostatečně lehké, aby se s ním dalo jednoduše manipulovat a přenášet a zároveň by mělo mít vlastní, ideálně vyměnitelný nebo dobíjecí, zdroj energie.

**Výměna senzorů** je nutná podmínka vzhledem k omezené životnosti senzorů spojené s jejich poruchovostí. Výměna musí být jednoduchá, a hlavně funkční s možností kalibrace zařízení s novými senzory. Protože senzory, zvláště ty levné, nemusí vykazovat stejné charakteristiky, na které byla jako sada zkalibrována, proto je potřeba na tuto skutečnost brát zřetel.

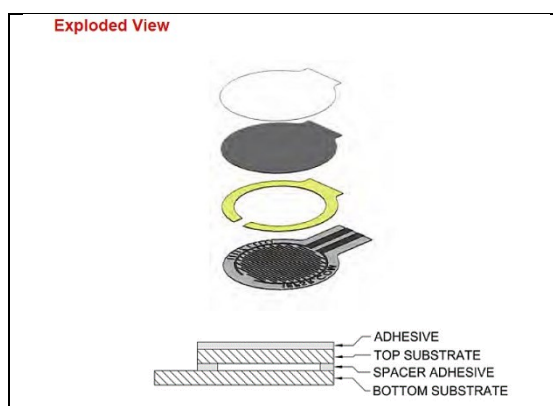
**Zpětná vazba o stavu zařízení** je nezbytná zejména při absenci výstupu na monitor nebo display. Pomocí indikátorů LED je vhodné zprostředkovávat alespoň minimální informaci o stavu měření a případných chybách zařízení. V případě přítomnosti baterie i indikaci o jejím stavu.

### 3.3 VÝBĚR SENZORU

Na základě šetření byly vybrány senzory firmy Interlink Electronics® (USA) a to produktová řada FSR® 400 (Force Sensing Resistor). Tyto senzory jsou nejen dostupné, ale i splňují požadavek na tvar, velikost a pružnost. V této produktové řadě jsou nabízeny senzory následujících tvarů: kruh (v průměrech 5 mm až 20 mm), čtverec (délce strany 38 mm) a páskový (o šířce 10 mm s délkou od 50 do 500 mm) (viz Příloha 2). Primárním účelem těchto senzorů je použití v zařízeních HMI (Human-Machine Interface) používaných v automobilovém průmyslu, lékařských přístrojích, průmyslové regulaci a robotice [26]. Nejsou tedy určeny k získání přesné hodnoty přítláčné síly, ale hlavně k detekování její změny a případně orientační velikosti. Bylo tedy nutné senzory podrobit testování, zda budou splňovat i ostatní požadavky potřebné ke správné činnosti diagnostického zařízení.

K testování byly vybrány 4 typy senzorů, uvedené produktové řady: dva kruhové (FSR® 400, 402), jeden čtvercový (FSR® 406) a jeden páskový (FSR® 408).

Fyzikální princip fungování čidla je **změna odporu** nepřímo úměrně k zatížení. Čím větší je působící síla na senzor, tím menší elektrický odpor senzor vykazuje. Toto chování přímo vychází z konstrukce senzoru [26]. Senzor je složený ze dvou membrán oddělených vzduchovou mezerou pomocí distančního proužku na krajích senzoru. Na jednu membránu je nanášena vrstva barviva na bázi uhlíku a ve druhé jsou integrovány, proti sobě orientované a nepřekrývající se, hřebenové elektrody (Obr. 16). Při stlačení se k sobě obě membrány začnou přibližovat a postupně vodivě propojují hřebenové elektrody. Čím větší plochou se membrány dotýkají, tím větší plochou jsou kontakty hřebenové elektrody propojeny a tím menší je elektrický odpor. Z původního nekonečného odporu senzoru v počátečním stavu se tak odpor změní na odpovídající konkrétní hodnotu. Mechanický odpor čidla proti působící



**Obr. 16:** Konstrukce senzoru FSR® 402. (Zdroj: Datasheet FSR 400 series, Interlink Electronics, USA)

síle je tak dán elastickými vlastnostmi použitého materiálu membrán<sup>27</sup> a vlastnostmi vycházející z konstrukce čidla. Hlavní vlastnosti senzoru uvedené v datasheetu jsou v následující tabulce (**Tab. 1**).

Pracovní rozsah	0,2 ÷ 20 N
Rozměry senzorů	
FSR® 400	Ø 5 mm
FSR® 402	Ø 13 mm
FSR® 406	38 mm
FSR® 408	10 x 50, 100, 200, 300, 400, 500 mm
Opakovatelnost (Force repeatability single part)	±2 %
Opakovatelnost (Force repeatability part to part)	±6 %
Neaktivovaný senzor pro odpor	>10 MΩ
Hystereze <sup>28</sup>	+10%
Doba náběhu	< 3 μs
Dlouhodobý časový drift	
1kg, 35 dní	< 5% log <sub>10</sub> (čas)
Provozní teplota	
-40°C po 1h	-5%
+85°C po 1h	-15%
+85°C a 95RH <sup>29</sup> po 1h	+10%
Změna při opakovaném zatížení	
10 milionů stisků, 1kg, 4Hz)	-10%
Změna při dlouhodobém zatížení	
2,5 kg, 24h	-5%
elektrostaticky citliví	není
RoHS <sup>30</sup>	je v souladu

**Tab. 1:** Vlastnosti tlakových senzorů produktové řady FSR® 400  
(Zdroj: Datasheet FSR 400 series, Interlink Electronics, Inc.)

Na základě pracovního rozsahu zatížení a aktivní plochy senzorů můžeme provést předběžný výběr senzoru vhodného pro náš účel. Stačí spočítat u každého senzoru pracovní rozsah tlaků v mmHg a porovnat s požadovaným. U prvních dvou kruhových senzorů získáme tak rozsah 185÷7400mmHg a 22÷886mmHg, u čtvercového 2÷96mmHg (viz **Tab. 2**). U posledního typu senzoru (páskového) neznáme celkovou zatíženou plochu (plochu pod bandáží), u něj proto tento výpočet nelze provést. Nicméně z prvních tří senzorů by měl být odhadem nejlepší volbou senzor čtvercový, který se rozsahem nejvíce přiblížil rozsahu kompresivních tříd 15÷65 mmHg.

tvar senzoru	označení senzoru	rozměr [mm]	aktivní plocha [mm <sup>2</sup> ]	síla [N]		tlak [kPa]		tlak [mmHg]	
				min	max	min	max	min	max
kruh	FSR® 400	5,08	20,3	0,5	20,0	24,7	986,8	185	7401
kruh	FSR® 402	14,68	169,3	0,5	20,0	3,0	118,2	22	886
čtverec	FSR® 406	39,6	1568,2	0,5	20,0	0,3	12,8	2	96

**Tab. 2:** Pracovní rozsah tlaků pro vybrané senzory produktové řady FSR® 400  
(Zdroj: Vlastní)

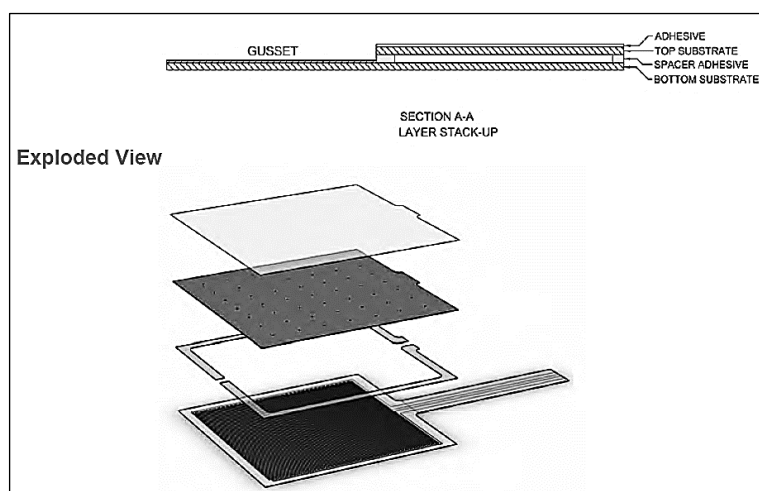
<sup>27</sup> robust polymer thick film (PTF)

<sup>28</sup> značí o kolik procent je hodnota změřená při zvyšování přitlaku větší než při snižování přitlaku

<sup>29</sup> Relative Humidity = Relativní vlhkost

<sup>30</sup> Restriction of the use of certain Hazardous Substances in electrical and electronic equipment

Ve spolupráci s RICE<sup>31</sup>, bylo provedeno i ověření funkčnosti senzorů přímo při aplikaci bandáží. Pro test byla zvolena dvě místa na dolní končetině (nad kotníkem a na lýtku) a tři polohy: 1) V sedě s nataženou nohou, 2) Ve stoje, 3) Ve stoje na špičkách. Účelem tohoto testu bylo především zjištění, zda jsou senzory schopny přítlak změřit, detekovat změny polohy a chování přítlaku při opakování poloh (viz Příloha 3). V případě malého kruhového senzoru (FSR<sup>®</sup> 400) byly hodnoty odporů většinou nad detekovatelnou mezí 10M $\Omega$  (viz datasheet), takže pro náš účel nevyhovující. U druhého, většího kruhového senzoru (FSR<sup>®</sup> 402) byly hodnoty odporů již v přijatelných mezích od 89 k $\Omega$  do 700 k $\Omega$ , stejně jako u dalšího čtvercového senzoru (FSR<sup>®</sup> 406), kde se pohybovaly hodnoty odporu od 4,2 k $\Omega$  do 85 k $\Omega$ . U posledního páskového senzoru (FSR<sup>®</sup> 408) nebylo ve většině případů nic změřeno. Tím jsme zúžili výběr senzorů na dva, a to větší kruhový **FSR<sup>®</sup> 402** a čtvercový **FSR<sup>®</sup> 406**. Priorita byla dána čtvercovému senzoru se složením podobného kruhovému (viz **Obr. 17**).



**Obr. 17:** Konstrukce senzoru FSR<sup>®</sup> 406.

(Zdroj: Datasheet FSR 400 series, Interlink Electronics<sup>®</sup>, USA)

### 3.4 NÁVRH MĚŘÍCÍ APARATURY

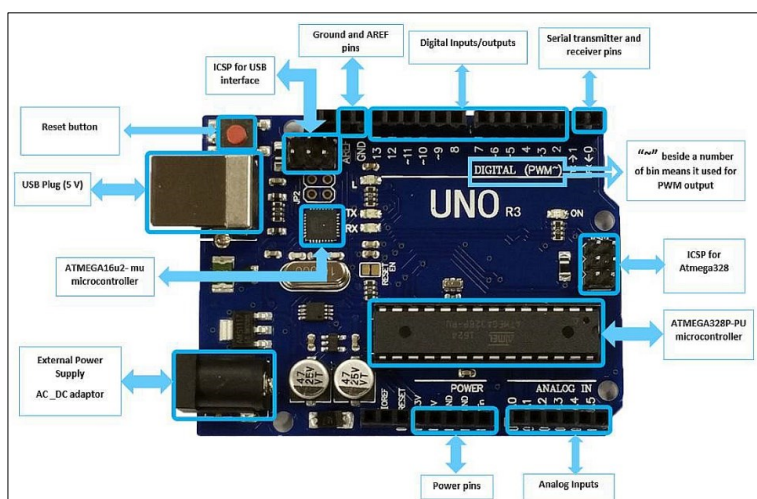
#### 3.4.1 Volba ústředního členu

Ve smyslu požadavků uvedených v kapitole 3.2, se nabízí skupina elektrických zařízení, která jsou k tomuto účelu ideální, a to **vývojové desky s mikrokontrolery**. Umožňují zpracovávat jak analogové, tak digitální vstupní signály, jsou vysoce spolehlivé, malé, energeticky nenáročné při dodržení minimální pořizovací ceny. Hlavními zástupci na trhu jsou: Arduino, NodeMCU, Teensy, MSP430 LaunchPad, STM32, Nanode, PIC32-Pinguino, STM32 Discovery, Netduino, Particle Photon. Dalšími podobnými zařízeními jsou malé **jednodeskové počítače**, které již obsahují plnohodnotné procesory. Hlavními zástupci této kategorie jsou: Raspberry Pi, BeagleBoard Black, The Intel Galileo, The pcDuino, PocketBeagle. Použití jednodeskových počítačů je ale pro naše účely zbytečné. Ty funkce, které od zařízení vyžadujeme, což je jednoduché ovládání se základní indikací stavu měření, splňuje v celém rozsahu první skupina zařízení.

<sup>31</sup> Regionální Inovační CEntrum

A protože diagnostické zařízení bude testovacím prototypem, je prioritním požadavkem na výběr centrálního členu i navazujících komponent jejich spolehlivost a zajištěná podpora. Z těchto důvodů se nabízí vývojová deska „Arduino UNO R3“ jako jedna z nejpoužívanějších originálních desek s léty ověřenou funkčností (**Obr. 18**). Ústředním členem vývojové desky „**Arduino UNO R3**“ je mikrokontroler ATmega328 navržený firmou Atmel, obsahující 8-bitový procesor typu AVR s taktem 16MHz. Deska umožňuje připojit až 6 digitálních a 6 analogových vstupů. Digitální vstupy/výstupy operují s napětím 5V a proudem 20mA (max. 40mA). Deska dále obsahuje A/D převodník s rozlišením 1024 ( $0 \div 1023$ ). Programové prostředí pro vývojovou desku je Arduino IDE (<https://www.arduino.cc/en/Main/Software>).

Volbou této vývojové desky jsme splnili požadavek na možnost zpracování minimálně 2 vstupních hodnot, které v našem případě, vzhledem k použitému senzoru, budou analogové. Dalším z požadavků bylo, aby zařízení umožňovalo záznam. Sama vývojová deska Arduino UNO R3 záznam neumožňuje, ale podporuje doplňkové přidání modulů v podobě zásuvných desek (tzv. shieldů). Jedním z těchto modulů, který splňuje tento požadavek je „Data logger shield“, který obsahuje slot pro SD kartu a RTC<sup>32</sup> modul, včetně baterie udržující RTC v chodu i v případě chybějícího zdroje napájení pro vývojovou desku. Díky modulu RTC a datovému úložnému prostoru v podobě SD karty tak bude možné naměřené hodnoty ukládat pro další zpracování.

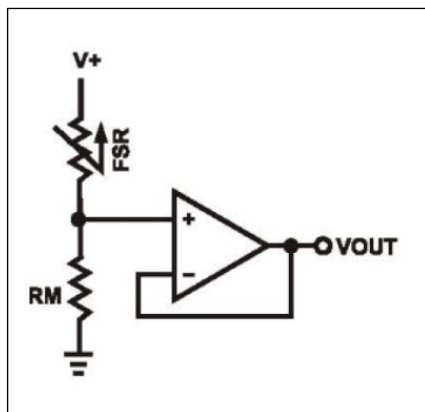


**Obr. 18:** Arduino® UNO Rev3  
(Zdroj: <https://www.fecegypt.com/>)

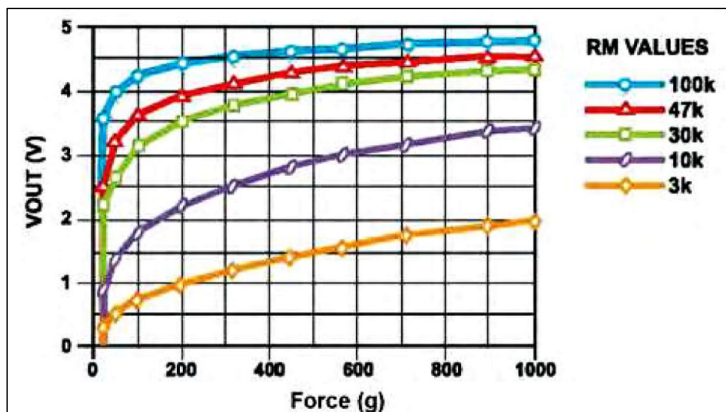
<sup>32</sup> Real Time Clock

### 3.4.2 Návrh zapojení

Při návrhu zapojení senzorů do vývojové desky Arduino UNO se vycházelo z datasheetu k senzoru (viz Příloha 4), kde je doporučeno zapojení s předřadným odporem (viz **Obr. 19**) včetně grafu závislosti velikosti odporu senzoru na zatěžující síle pro různé hodnoty předřadného odporu  $R_m$  (viz **Obr. 20**).



**Obr. 19:** Schéma zapojení obvodu pro měření napětí na předřadném odporu.



**Obr. 20:** Závislost napětí na senzoru na působící síle.

(Zdroj: Datasheet FSR 400 series, Interlink Electronics, USA)

### Velikost předřadného odporu

Velikost předřadného odporu  $R_m$  tak zvolíme s ohledem na pracovní rozsah zvoleného v kapitole 3.2, který převedeme na zatížení v gramech. Při použití čtvercového senzoru (FSR<sup>®</sup> 406) by tak měl být rozsah zatížení 320÷1385 g (viz **Tab. 3**). I když v tomto rozsahu pro žádnou z uvedených velikostí předřadného odporu  $R_m$  není citlivost senzoru příliš ideální, nejostřejší sklon funkce se jeví pro hodnotu 10k $\Omega$ .

tvar senzoru	typ senzoru	strana [mm]	aktivní plocha [mm <sup>2</sup> ]	tlak [mmHg]		tlak [kPa]		síla [N]		hmotnost [g]	
				min	max	min	max	min	max	min	max
čtverec	FSR <sup>®</sup> 406	39,6	1568,2	15	65	2,0	8,7	3,1	13,6	320	1385

**Tab. 3:** Pracovní rozsah zatížení senzoru FSR<sup>®</sup> 406.

Respektován rozsah kompresivních tříd.

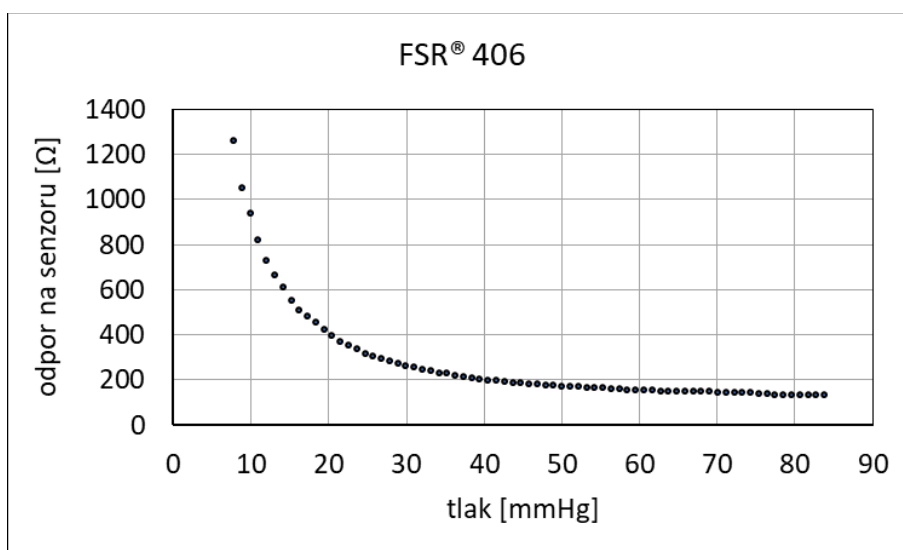
(Zdroj: Vlastní)

Před finální volbou velikosti předřadného odporu vycházející z obecných podkladů pro senzor v datasheetu, si ale musíme daný závěr ověřit a případně zkorigovat pomocí skutečně naměřených hodnot. Zapojení doporučené v datasheetu k senzoru představuje jednoduchý napěťový dělič, u kterého by mělo být zajištěno, aby porovnávané velikosti odporů byly co nejpodobnější. Dosáhne se tím tak vyváženého dělení, a tedy i větší přesnosti. Proto následovala řada pokusů s cílem určit skutečný rozsah velikosti odporu senzoru při působení tlaků z rozsahu kompresivních tříd.

V první řadě byl proveden pokus při senzoru umístěném na rovinném podkladu (viz **Graf 1**). Během postupného zvyšování zatížení se odpor senzoru pohyboval v rozmezí 130÷1260  $\Omega$  pro rozsah tlaků 84÷8 mmHg. Zátěž zde představovala postupně se plnící nádobka umístěná na

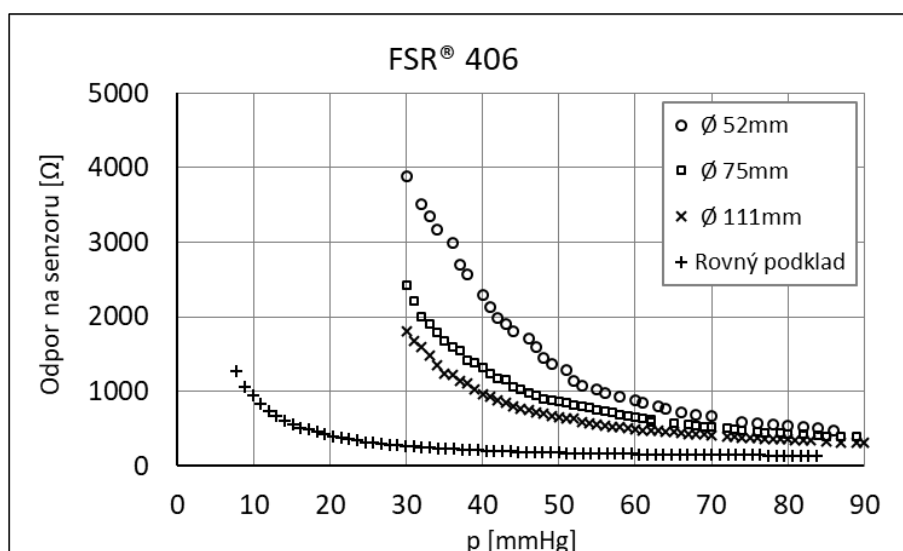


definovanou velikost aktivní plochy senzoru. Stejný přírůstek zatížení byl zajištěn stejným průtočným množstvím z rezervoáru vody.



**Graf 1:** Závislost odporu čidla FSR® 406 na přítlaku na rovném podkladu. (Zdroj: Vlastní)

Další pokusy směřovaly k určení závislosti odporu na zakřivení povrchu. Zde byl k simulaci zatížení zvolen tonometr BM101 (Eлта, Německo), s rozsahem 0÷300mmHg a přesností ±3mmHg (viz Příloha 5 (a)). K měření elektrického odporu byl vybrán multimetr OWON OW18B. Senzor byl postupně umístěn na válce o různých průměrech (52, 75 a 111mm), aby bylo simulováno zakřivení nohy. Velikost zatěžovacího tlaku byl dán interním nastavením v tonometru. Skládal se z rychlého natlakování a následného pozvolného upouštění tlaku. Výstupy z tohoto pokusu byly ale omezeny nejmenším zobrazovaným tlak 30mmHg. Výsledkem byl **Graf 2**.



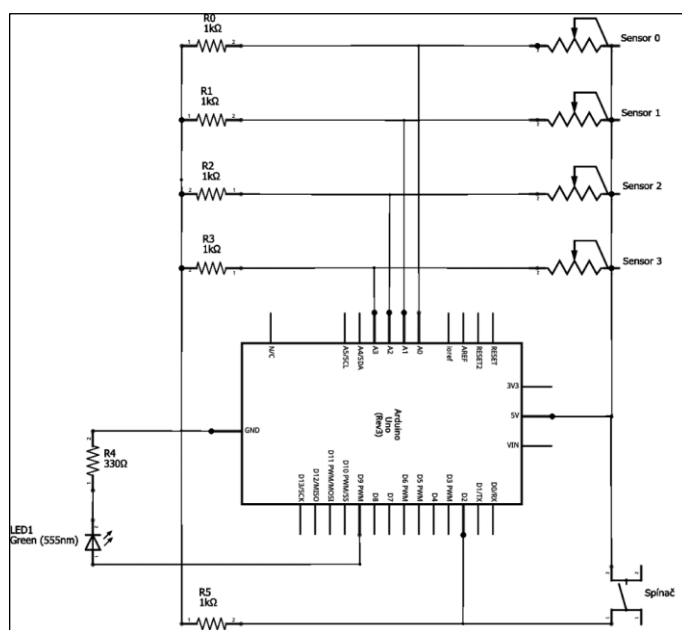
**Graf 2:** Závislost odporu senzoru FSR® 406 na přítlaku v závislosti na průměru podkladu. (Zdroj: Vlastní)



Na základě těchto pokusů byla tedy zvolena vhodnější hodnota předřadného odporu, a to velikost  $1\text{k}\Omega$ , která je jakýmsi kompromisem zvoleným z výsledných křivek. Po doplnění vhodnějšího přístrojového vybavení a doměření přesnějších hodnot, lze velikost předřadného odporu aktualizovat.

### Schéma zapojení

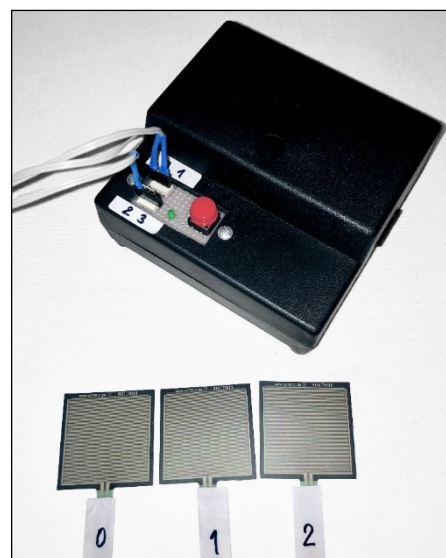
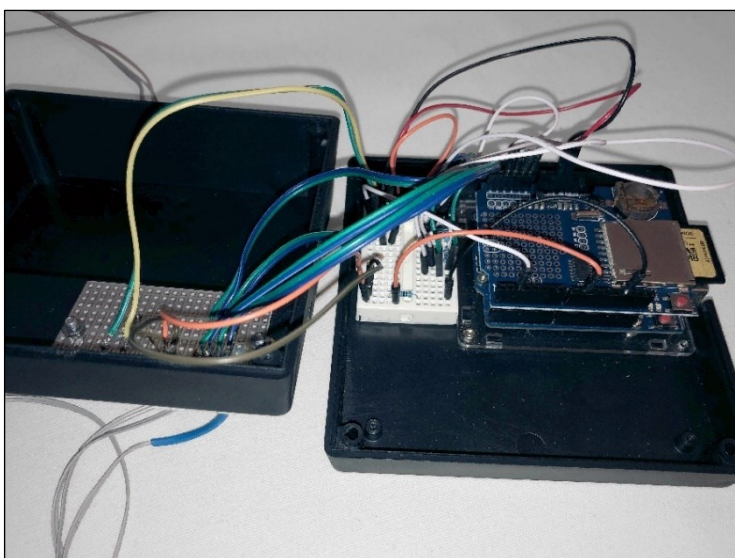
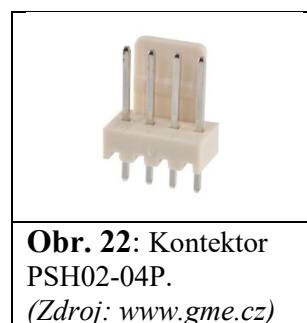
S ohledem na optimální počet senzorů 3 (viz kapitola 3.2), byly zvoleny 4 možné vstupy pro senzory, aby tak byl zajištěn, v případě poruchy, jeden náhradní. Všechny senzory společně s předřadnými odpory byly připojeny ke zdroji napětí paralelně, čímž byla zajištěna stejná maximální hodnota napětí na větev „senzor-předřadný odpor“ a tak bylo snazší určit konkrétní hodnoty napětí na předřadných odporech, případně velikosti odporů na senzorech. Zároveň se senzory byla integrována i zelená LED s funkcí indikovat informaci o stavech zařízení. K zaznamenání změny měření (změna polohy, změna činnosti) specifickou značkou v záznamu je umístěno na zařízení i jedno spínací tlačítko. Instalace doplňkového modulu „**Data logger shield**“ spočívá pouze v jednoduchém nasunutí modulu do pinů vývojové desky Arduino UNO R3. V úvodní verzi je uvažováno pouze s externím napájením. V případě ověření základní funkčnosti by byly přidávány další funkce jako je vlastní napájení 9V baterií s indikací stavu, 3 indikačních diody určující dodržení doporučené velikosti komprese (modrá = malá komprese, zelená = v rozsahu doporučení, červená = velké komprese) a případně další funkce plynoucí z potřeb při použití v praxi. Výsledné navržené schématické zapojení všech komponent je na **Obr. 21**. Jako další krok byla volba vhodného obalu a zajištění jednoduchého způsobu zapojení a výměny senzorů.



**Obr. 21:** Schématické zapojení měřící aparatury.  
(Zdroj: Vlastní, vytvořeno v softwaru „Fritzing“)

### 3.4.3 Sestavení HW

Volba komponent podle navrženého schématického zapojení byla již relativně jednoduchá záležitost. Prakticky největší problém nastal při výběru dostatečně prostorné krabičky s místem pro umístění ovládacích a indikačních prvků, na 9V baterii, šachtu SD karty a další případná vylepšení. Část problémů se vyřešila použitím univerzálního spojového pole umístěného v krabičce na přístupné místo. Tím byla zajištěna možnost přidávání různých kompatibilních součástek bez nutnosti přílišného zásahu do krabičky. Možnost snadné výměny senzorů bylo vyřešeno použitím konektorů typu PSH02-04P (**Obr. 22**), které jsou plně kompatibilní s univerzálním spojovým polem a díky konstrukci umožňují jejich snadné připojení/odpojení. Při použití protikusů konektoru je funkční i západka, bránící neúmyslnému odpojení senzoru. Výsledné propojení vývojové desky Arduino UNO R3 a Data logger shieldu s navazujícími komponentami je zobrazeno na **Obr. 23** vlevo. Kompletní měřicí aparatura, jak bude používána i se zapojenými senzory, je na **Obr. 23** vpravo. K úplnému zprovoznění měřicí aparatury je ale ještě nutné chování mikrokontroleru naprogramovat.



**Obr. 23:** Zapojení měřicí aparatury.  
(Zdroj: *Vlastní*)

### 3.4.4 Řídící program

K naprogramování vývojové desky Arduino UNO R3 slouží vývojové prostředí Arduino IDE. Základní požadavek na funkci zařízení je cyklické čtení hodnot ze senzorů (dle schéma na **Obr. 21** se jedná o analogové piny A0, A1, A2, A3), jejich výpis jak na obrazovku, tak na SD kartu, jednoduché oddělení typů měření a indikace stavu zařízení.

Pro výpis na SD kartu byl zvolen textový soubor „MERENI.TXT“ s čárkou oddělenými hodnotami. U každého výpisu měření je uvedeno i časové razítko získaného z modulu RTC. Funkce tlačítka na zařízení vytvořit viditelnou značku, jak na obrazovce, tak v souboru, určenou k oddělení typů měření je jednoduché vložení sady znaků „\*“ jasně oddělující fáze měření. Indikace stavu zařízení je implementováno pomocí kontrolky LED kdy v případě správné funkce se LED na začátku dlouze rozsvítí (kontrola funkce RTC modulu a SD karty) následující periodickým

blikáním v délce nastavené periody měření. V případě chyby se kontrolka LED vůbec nerozsvítí. Pokud během měření dojde k vysunutí SD karty ze slotu, je na obrazovce zobrazena chyba a cyklicky je kontrolováno, zda SD karta nebyla vrácena. Když se tak stane, program bude dál pokračovat v měření a záznamu za poslední zaznamenanou hodnotou. Celé znění programu je v příloze.

Ukázka z výpisu programu na obrazovku, kde je znázorněna inicializace SD karty, inicializace RTC modulu, společně s časovým razítkem a tlačítkem vyznačenou značkou (řada hvězdiček) je na **Obr. 24** (vlevo). Výpis do souboru na SD kartu viz **Obr. 24** (vpravo)**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů..**

```
COM3 (Arduino/Genuino Uno)

Inicializace SD karty proběhla úspěšně.
Inicializace RTC modulu proběhla úspěšně.
**,2019/5/11 13:17:20,U0=757,U1=831,U2=850,U3=0
**,2019/5/11 13:17:21,U0=481,U1=818,U2=826,U3=0
**,2019/5/11 13:17:22,U0=689,U1=830,U2=817,U3=0
*****
*****
**,2019/5/11 13:17:23,U0=802,U1=843,U2=834,U3=0
**,2019/5/11 13:17:25,U0=728,U1=832,U2=874,U3=0
**,2019/5/11 13:17:26,U0=790,U1=848,U2=866,U3=0
**,2019/5/11 13:17:27,U0=0,U1=0,U2=0,U3=0
**,2019/5/11 13:17:28,U0=0,U1=0,U2=0,U3=0
Chyba - nepodařilo se otevřít soubor !!!
Chyba SD karty !!!
Chyba SD karty !!!
SD karta je opět funkční.
**,2019/5/11 13:17:40,U0=0,U1=0,U2=0,U3=0
**,2019/5/11 13:17:41,U0=0,U1=0,U2=0,U3=0
**,2019/5/11 13:17:42,U0=816,U1=705,U2=883,U3=0
```

```
2019/5/11 13:17:20,U0,757,U1,831,U2,850,U3,0
2019/5/11 13:17:21,U0,481,U1,818,U2,826,U3,0
2019/5/11 13:17:22,U0,689,U1,830,U2,817,U3,0
*****
*****
2019/5/11 13:17:23,U0,802,U1,843,U2,834,U3,0
2019/5/11 13:17:25,U0,728,U1,832,U2,874,U3,0
2019/5/11 13:17:26,U0,790,U1,848,U2,866,U3,0
2019/5/11 13:17:27,U0,0,U1,0,U2,0,U3,0
2019/5/11 13:17:40,U0,0,U1,0,U2,0,U3,0
2019/5/11 13:17:41,U0,0,U1,0,U2,0,U3,0
2019/5/11 13:17:42,U0,816,U1,705,U2,883,U3,0
```

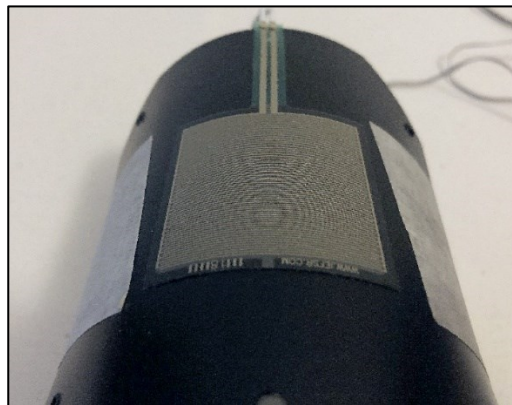
**Obr. 24:** Příklad výpisu programu. Na obrazovku (vlevo) a na SD kartu (vpravo) (Zdroj: Vlastní)

## 4 ZPRACOVÁNÍ MĚŘENÍ A VÝPOČET PŘÍTLAKU

### 4.1 KALIBRACE MĚŘÍCIHO APARÁTU

Ke kalibraci měřícího aparátu vzhledem k navozeným tlakům bandážemi je nutné zohlednit zakřivení podložného povrchu, tak jak ukazují výsledky z pokusů v kapitole 3.4.2. Zaměříme se na nejdůležitější bod měření, a to na vnitřní straně nohy nad kotníkem (bod B dle **Obr. 8**).

Zde byl, pomocí plastického křivítka, naměřen poloměr zakřivení cca 41mm. K proměření kalibrační křivky tak byl zvolen aktuálně dostupný válec o nejbližším průměru (tj. 84mm), na který se pomocí pružné podložky připevnilo čtvercové čidlo FSR<sup>®</sup> 406 (viz **Obr. 25**). K získání přesnější kalibrační křivky přesnějšímu proměření bylo poskytnuto Fakultou zdravotnických studií ZČU nové zařízení na měření krevního tlaku iHealth<sup>®</sup> CardioLab (viz Příloha 5 (b)) od firmy iHealth (USA), nakoupené v rámci projektu SeniorTex, které umožňuje zobrazení i nižších hodnot tlaků než použitý tonometr v úvodních pokusech (viz 3.4.2).

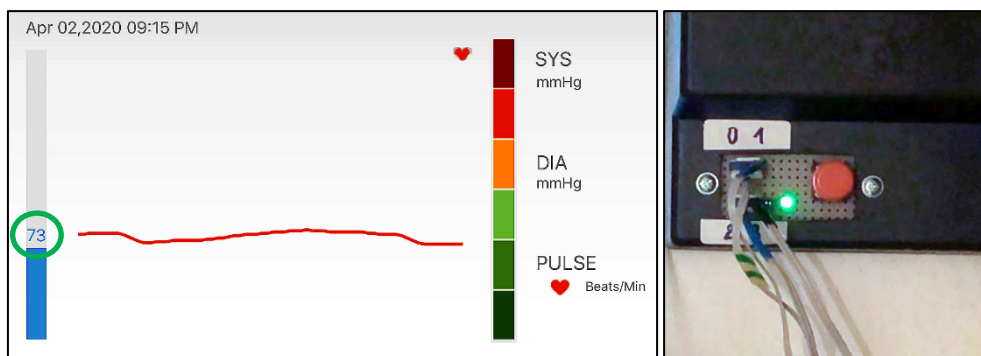


**Obr. 25:** Uchycení tlakového senzoru na válci pro měření kalibrační křivky. (Zdroj: Vlastní)

#### 4.1.1 Metodika kalibrace

Na válec se senzorem byla nasunuta manžeta tonometru iHealth<sup>®</sup> CardioLab. Tonometr se pomocí rozhraní Bluetooth propojil s ovládacím softwarem iHealth PRO na tabletu. Měřící přístroj byl přes rozhraní USB propojen s prostředím Arduino IDE na počítači. Perioda měření byla nastavena na 200ms. Po spuštění cyklu tonometru, začala manžeta působit rostoucím tlakem se změnou cca  $5 \div 10 \text{ mmHg} \cdot \text{s}^{-1}$  z 0mmHg do 190mmHg na senzor umístěný na válci. Celý průběh zaznamenávala kamera k pozdějšímu odečtení jak aktuální hodnoty tlaku na tabletu, tak rozsvícení indikační LED na měřícím přístroji, značící právě probíhající odečet hodnot.

Po proběhnutí pokusu byly hodnoty zaznamenané měřícím přístrojem ve formě napětí na předřadném odporu (po převedení A/D převodníkem v rozsahu  $0 \div 1023$ , odpovídající  $0 \div 5\text{V}$ ) v textovém souboru na SD kartě porovnány se záznamem videa. Každému rozsvícení LED, se přiřadila hodnota tlaku z videa (viz **Obr. 26**) odpovídající hodnotě naměřeného odporu ze zařízení. Díky časovým značkám v souboru u každé hodnoty odporu to nebyl problém. Tím byly vytvořeny zdrojová data pro kalibrační křivku, převádějící hodnotu odporu (zatím v relativních hodnotách  $0 \div 1023$ ) na velikosti působícího tlaku v mmHg.



**Obr. 26:** Ilustrační foto přepisu hodnot tlaku.

Vlevo rozhraní ovládacího programu iHealth PRO, vpravo detail měřícího přístroje.

(Zdroj: Vlastní)

#### 4.1.2 Kalibrační křivka

Úkolem kalibrační křivky je popsat vztah mezi měřenou veličinou a referenčními hodnotami reprezentovanými standardy/etalony [20]. V našem případě odpovídá měřená veličina odporu na tlakovém čidle a referenční hodnota přitlaku tonometru. Referenčními hodnotami, ale i výstupem z pokusu je řada bodů jako podklad pro kalibrační křivku dávající do vztahu výstupní veličinu z měřící aparatury (hodnota napětí předřadného odporu v rozsahu 0÷5V po převedení pomocí A/D převodníku na rozsah 0÷1023) a odpovídající sensor zatěžovací tlak v mmHg. Na následujícím grafu (viz **Graf 3**) je pro porovnání zobrazen výstup jak z tohoto pokusu současně s hodnotami z pokusů předchozích pro přepočítaný odpovídající odpor na senzoru. Pro doplnění zde uvedeme potřebný přepočet v návaznosti na **Obr. 21**:

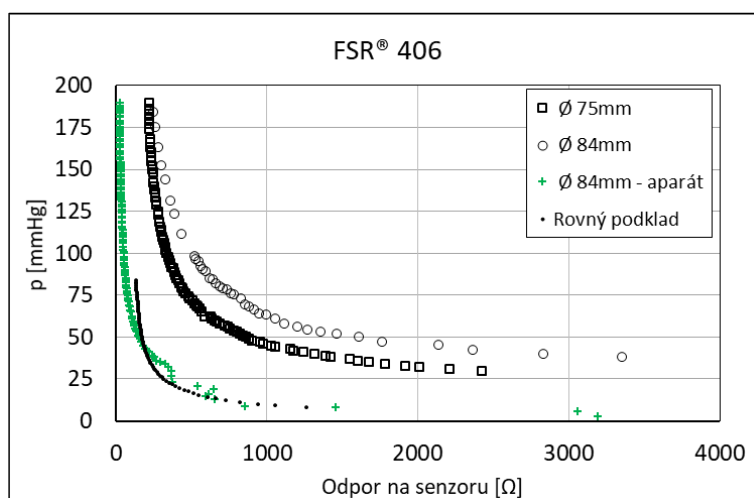
$$R_s = R_m \frac{U^* - U_m^*}{U_m^*}, \quad (4.1)$$

kde  $R_s$ ... elektrický odpor na senzoru [ $\Omega$ ]

$R_m$ ... elektrický odpor na předřadném odporu [ $\Omega$ ]

$U^*$  ...horní mez napětí po převedení A/D

$U_m^*$  ...naměřená hodnota napětí na předřadném odporu

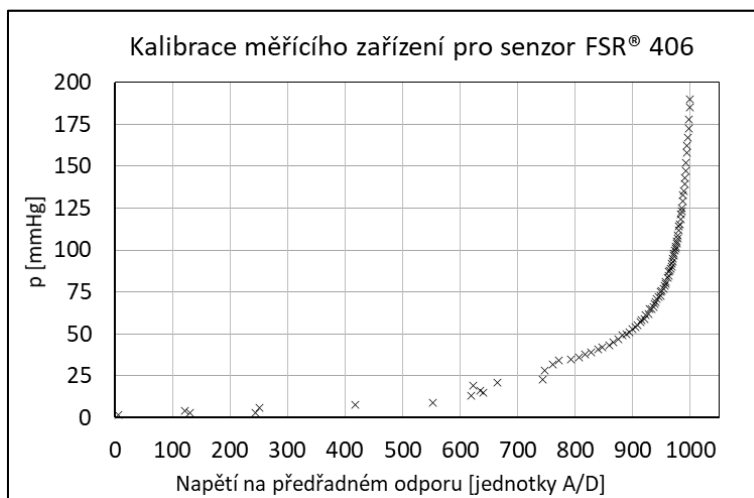


**Graf 3:** Porovnání kalibračních křivek.

Body finální kalibrační křivky (zeleně) v porovnání s předchozími pokusy.

(Zdroj: Vlastní)

Vzhledem k požadované funkčnosti zařízení je ale smysluplnější zobrazení kalibrační křivky jako závislost napětí, měřeném na předřadném odporu senzoru, na k působícím tlaku v mmHg což znázorňuje následující **Graf 4**.



**Graf 4:** Kalibrační „křivka“ senzoru FSR® 406 pro prototyp měřící aparatury.  
(Zdroj: Vlastní)

Pomocí kalibrační křivky již umíme převést výstup z měřícího aparátu na odpovídající hodnoty přítlaku v mmHg. Tím je proces kalibrace u konce. Dalším navazujícím krokem je zajištění, aby finální kotníkový přítlak v poloze vestoje odpovídal přítlaku doporučené kompresivní třídy což je obsahem následující kapitoly.

#### 4.2 DOPORUČENÉ HODNOTY PŘÍTLAKŮ PŘI BANDÁŽOVÁNÍ

Díky nově vytvořenému měřicímu zařízení bylo možné začít sérii pokusů v rámci projektu SeniorTex. Tyto pokusy se staly součástí bakalářských prací vypsanych na FZS ZČU a zabývaly porovnáním kompresní léčby při použití bandáží a elastických punčoch. Za spolupráce se studentkami (zdravotními sestrami) Klárou Drobičkovou a Eliškou Bláhovou bylo proměřeno 9 probandů pro 4 varianty kompresivních pomůcek (2 typy bandáží – dlouhotažné a krátkotažné, 2 typy elastických punčoch – II. a III. kompresivní třídy) a 6 různých poloh:

P1 = vsedě se svěšenou DK,

P2 = vsedě s nataženou DK,

P3 = vestoje,

P4 = vestoje na špičkách,

P5 = při cvicích pata-špička

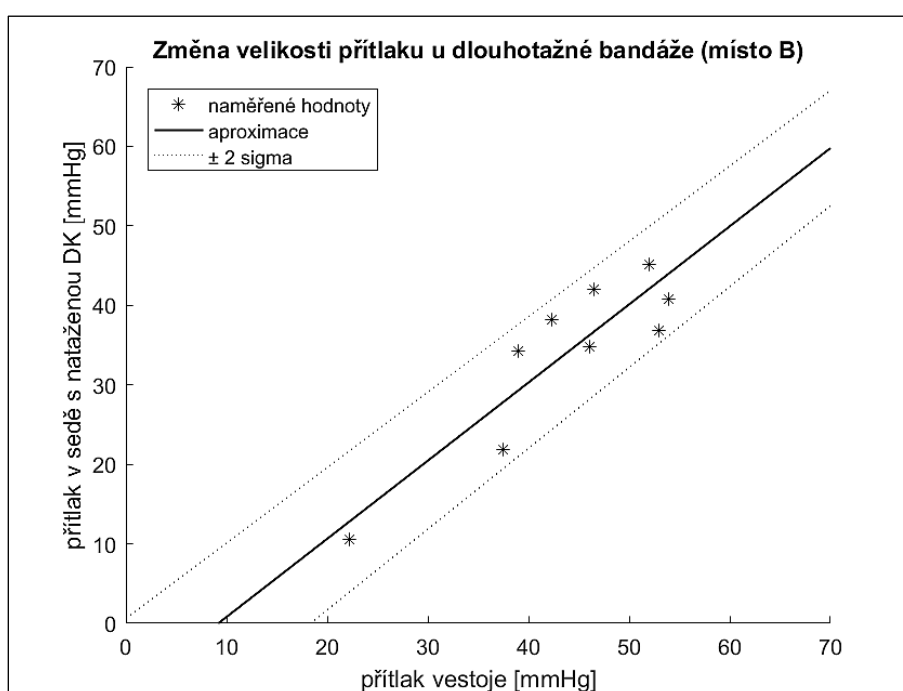
P6 = při chůzi.

V těchto pokusech se potvrdilo, že ačkoli je bandáž aplikována jednou osobou, rozdíly ve vyvolaných přítlacích pod bandážemi jsou relativně velké i přes veškerou snahu dodržet stejný postup i sílu aplikace (viz Příloha 6 (a)(b)).

#### 4.2.1 Doporučení komprese v aplikačním bodě B

Naměřená data se dále dají využít jako vodítko k určení závislostí mezi polohou, ve které je bandáž aplikována (v tomto případě poloha v sedě s nataženou DK = P2) a polohou, ve které je kompresivní třída určována, tj. poloha vestoje pro místo nad kotníkem (místo B). Díky tomuto vztahu jsme schopni navrhnout doporučení pro velikost přtlaku při bandážování.

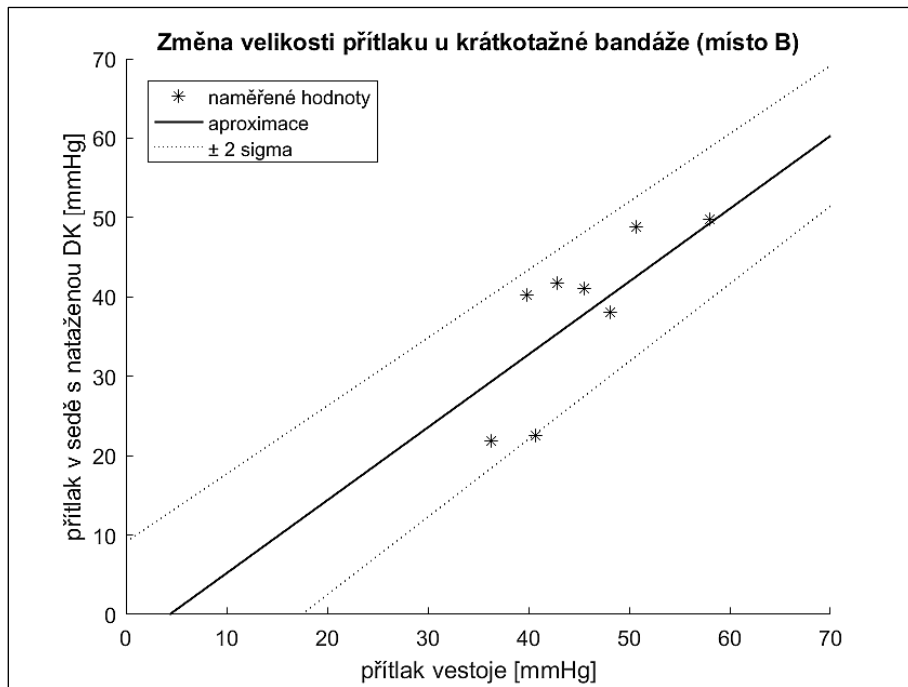
Postup je následující. Z přtlaků bandáže naměřených u pacientů v poloze bandážování a v poloze ve stoje, odhadneme parametry lineární závislosti a velikost směrodatné odchylky pomocí metody nejmenších čtverců. Naměřené hodnoty, odhadnutou lineární závislost a 2-sigma<sup>33</sup> interval chyby pro dlouhotažnou a krátkotažnou bandáž jsou zobrazeny na **Graf 5** a **Graf 6**. Dostaneme tak vztah založený na skutečných hodnotách, ve kterém figurují tyto dvě polohy (v případě kotníkového tlaku).



**Graf 5:** Změna velikosti přtlaku u dlouhotažné bandáže, místo B. Na svislé ose přtlak při bandážování (P2).  
(Zdroj: Vlastní)

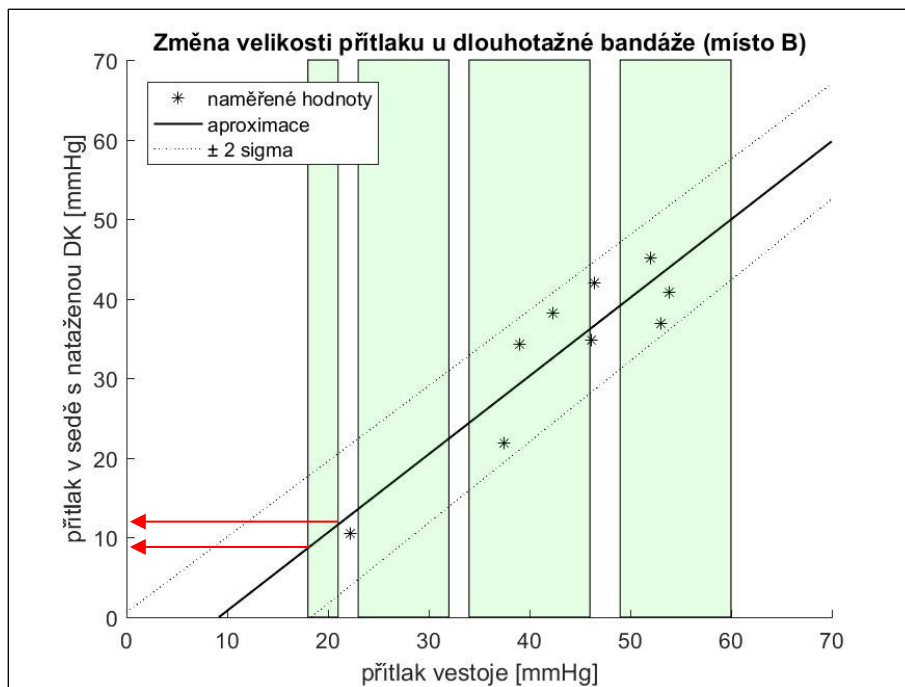
<sup>33</sup> Interval zahrnující 95,45% hodnot z normálního rozdělení





**Graf 6:** Změna velikosti přitlaku u krátkotažné bandáže, místo B. Na svislé ose přítlak při bandážování (P2).  
(Zdroj: Vlastní)

Pro určení přitlaku, který má být aplikován pro bandážování, se na základě zvolené kompresivní třídy pro daného pacienta z příslušného grafu odečte přítlak pro polohu v sedě. Na **Graf 7** je tento postup znázorněn pro I.kompresivní třídu. Červené šipky značí odhad přitlaku na základě aproximační přímky, zelené šipky berou v potaz i možnou nepřesnost na základě odhadnutého intervalu chyby.



**Graf 7:** Postup určení doporučených přitlaků během bandážování pro kompresivní třídy. Zelené oblasti značí postupně I., II., III., IV.kompresivní třídu (zleva doprava)  
(Zdroj: Vlastní)



S aproximací souvisí i rozmezí chyb závislé na naměřených datech. Proto jsou na grafech tyto hodnoty vyneseny tečkovanými čarami pro vyjádření celkové nepřesnosti v odhadu.

K analýze dat byl použit program Matlab (firma: The MathWorks, Inc., USA, verze R2016a). K aproximaci, pomocí nejmenších čtverců, byla využita funkce  $[p,S] = polyfit(x,y,n)$ , která na základě vstupních hodnot  $x$  (nezávisle proměnná),  $y$  (závisle proměnná),  $n$  (stupeň polynomu) určí  $p$  (koeficienty polynomu) a do proměnné  $S$  vloží informace o odhadu chyby, konkrétně velikost rezidua zjištěná pro trénovací data, počet stupňů volnosti a trojúhelníkový faktor Vandermondovy matice.

K získání hodnot pro graf byla využita funkce Matlabu „ $[y,delta] = polyval(p,x,S)$ “, která na základě koeficientů polynomu  $p$  a struktury chyby  $S$  určí hodnoty nezávisle proměnné  $y$  v potřebném rozsahu zadaném nezávislou proměnnou  $x$ , stejně jako i velikost chyby  $delta$ , představující 50% predikci budoucích pozorování.

Při zadání konkrétních hodnot mezi kompresivních tříd do funkce „ $polyval$ “, dostaneme převodní tabulku pro oba druhy bandáží, dlouhotažnou i krátkotažnou zobrazenou v **Tab. 4**. Musíme mít však na paměti, že hodnoty těchto převodů jsou zatíženy chybou, kterou lze redukovat větším počtem měření.

místo <b>B</b>	ROZSAH KT poloha vestoje		PŘÍTLAK PŘI BANDÁŽOVÁNÍ			
			DLOUHOTAŽNÉ		KRÁTKOTAŽNÉ	
	[mmHg]		[mmHg]		[mmHg]	
KT	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX
I.	18,0	21,0	8,7	11,6	12,5	15,3
II.	23,0	32,0	13,6	22,4	17,1	25,4
III.	34,0	46,0	24,4	36,2	27,2	38,3
IV.	49,0	60,0	39,1	50,0	41,0	51,1

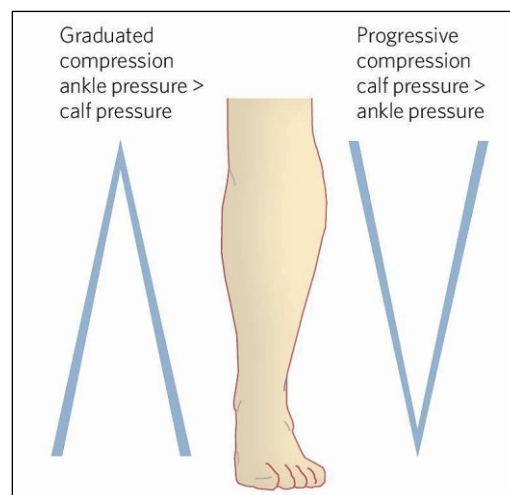
**Tab. 4:** Převodní tabulky přítlaků pro bandážování (místo B).

(Zdroj: Vlastní)

#### 4.2.2 Doporučení komprese v bodech C a D

Určením doporučených hodnot přítlaků v oblasti kotníků, tj. místo B, jsme splnili jen část z požadovaných doporučení. Zbývá ještě určit doporučené přítlaky pro místa na lýtku a nad lýtkem, tj. místa C a D.

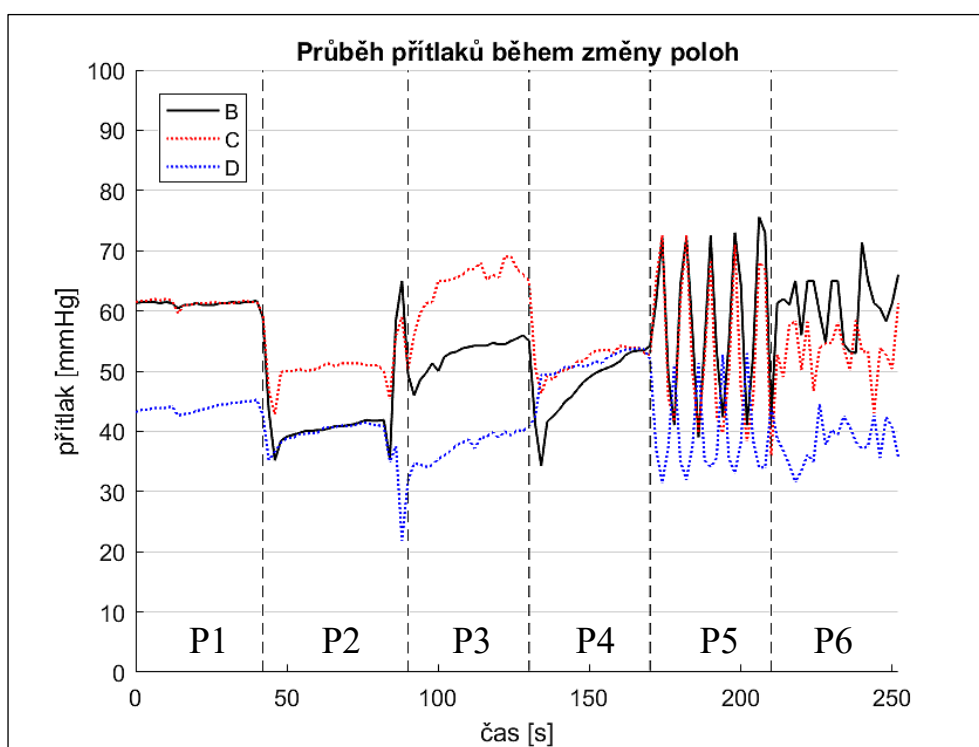
V této oblasti existuje mnoho teorií velikostech i orientaci gradientu přítlaků vzhledem k tlaku kotníkovému. Některé teorie uvádí nutnost zvyšujícího se tlaku od srdci ke kotníku, tzv. *graduovaná komprese*, jiné prosazují přístup opačný, tzv. *progressivní komprese* [14, 27, 28]. Původem přístupu



**Obř. 27:** Dva přístupy kompresivní léčby. (Zdroj: Wounds International, 2013)

progresivní komprese<sup>34</sup> je dodržení vysokého tlaku na lýtku, což by při graduované kompresi znamenalo neúměrné navýšení přitlaku na kotníku, vedoucí k poškození tkáně na místech přítomných kostí. Tlak v krve v žilách DK koresponduje s výškou sloupce krve od srdce k místem měření, čím blíže jsme v žilách srdci, tím nižší tlak krve je. Tento princip platí při statické poloze, v případě, že se člověk pohybuje, tlak krve v žilách se mění v závislosti na kontrakcích přiléhajících svalů. Konkrétně sval lýtka v případě aplikované bandáže, vyvoluje vysoký pracovní tlak. To je v rozporu se statickým stavem. Byla provedena i studie, kdy právě progresivní způsob tlaku je vnímán pacienty mnohem lépe, když není na kotník vyvozen neúměrně velký tlak. A nejen to, byla zjištěna i vyšší efektivita svalové pumpy. Navzdory těmto faktům, ale nedosahuje progresivní metoda komprese takového žilního návratu jako komprese graduovaná [20].

Pro přehled uvádím průběh přitlaků během změny poloh, kde lze jasně vidět vztah mezi různými místy měření (viz **Graf 8**).

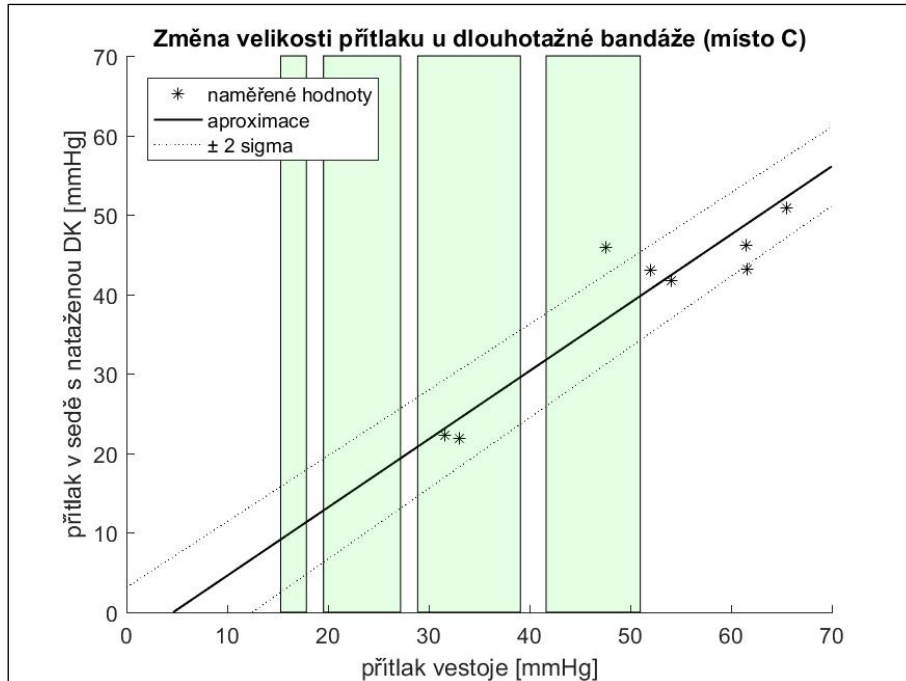


**Graf 8:** Časový průběh přitlaků pod bandáží během pohybů P1÷P6. Svislé přerušované čáry oddělují jednotlivé polohy P1, P2, P3, P4, P5, P6. (Zdroj: Vlastní)

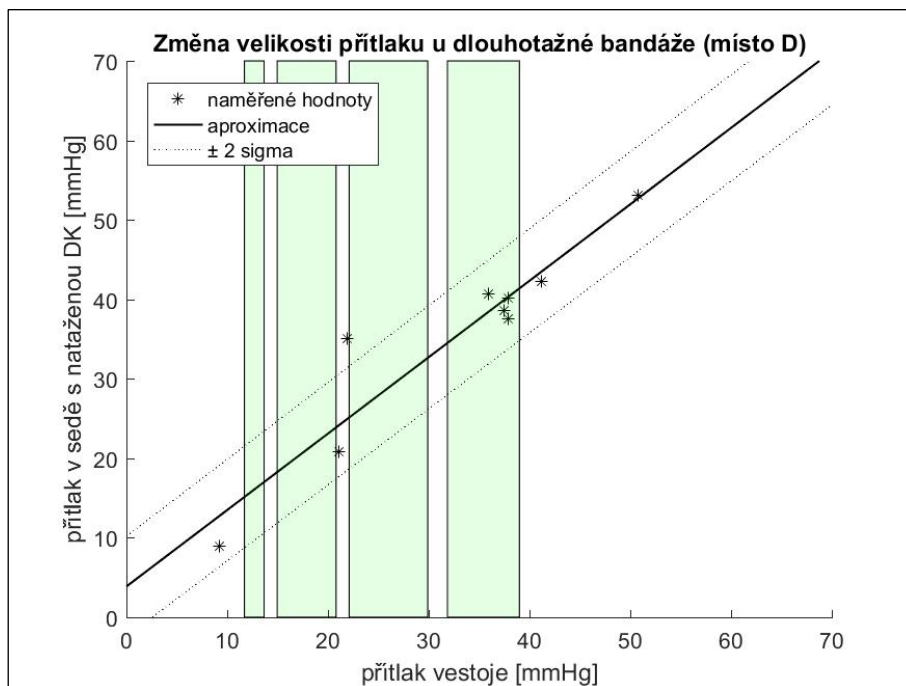
Z výše uvedeného důvodu jsme se rozhodli postupovat pro stanovení velikostí přitlaků na místech na lýtku (místo C) a nad ním (místo D) ve smyslu standardní graduované komprese. Doporučené hodnoty přitlaků jsme volili na základě běžných poměrů u elastických punčoch [27] na 100% pro místo B, průměrných 85% pro místo C a průměrných 65% pro místo D. Tyto hodnoty se samozřejmě mohou podle aktuálně platné metody kompresivní terapie změnit. Což pro návrh postupu/algorithmu určení přitlaků, jakožto jednoho z cílů této práce, nebude mít vliv. K určení doporučených přitlaků v místech C a D tak budeme postupovat podobně jako u místa B s tím rozdílem, že hodnoty kompresivních tříd budeme vážit zvolenými koeficienty. Tedy

<sup>34</sup> také označované jako *komprese s negativním gradientem*

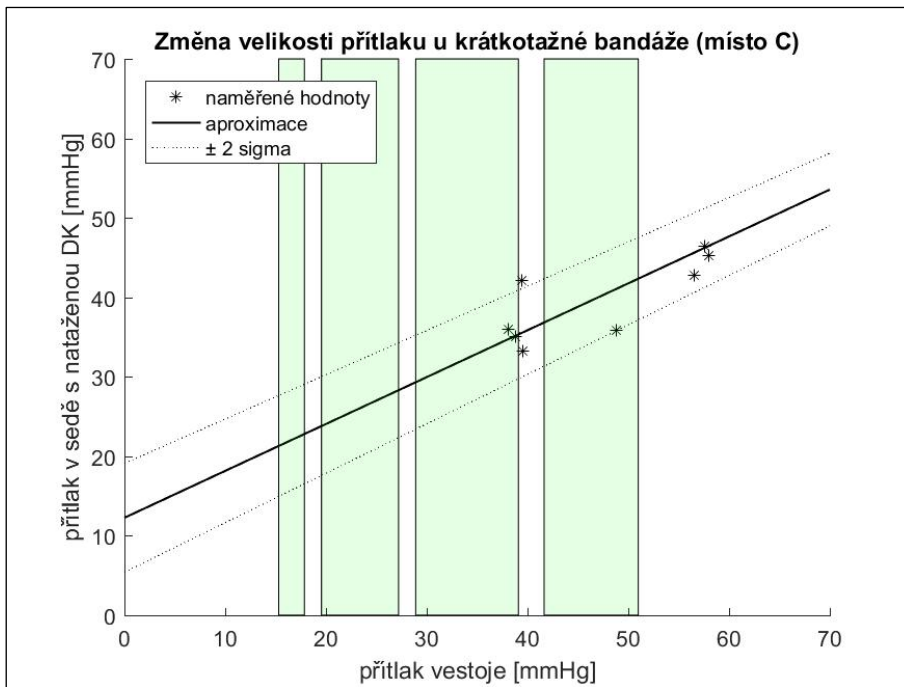
v našem případě jsme si zvolili graduovanou kompresi s koeficienty 0,85 (85%) pro místo C a 0,65 (65%) pro místo D. Těmito koeficienty pak navržený přitlak pro místo B roznásobíme a získáme doporučený přitlak pro místa C a D. Na následujících grafech jsou zobrazené, podobně jakou u místa B, lineární aproximace s 2-sigma intervaly chyby pro dlouhotažnou a krátkotažnou bandáž, společně s upravenými rozsahy kompresivních tříd.



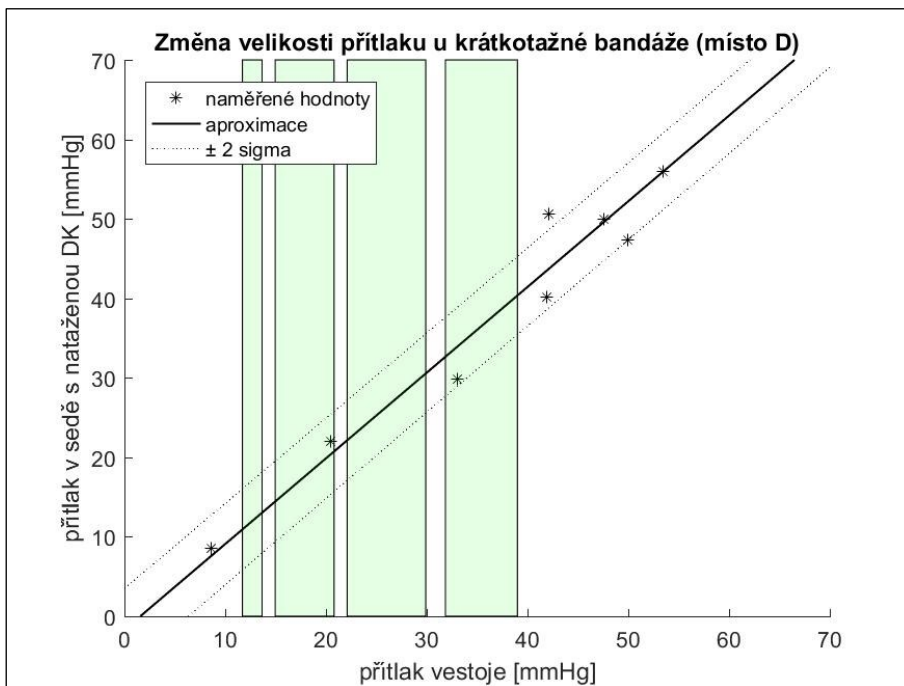
**Graf 9:** Změna velikosti přitlaku u dlouhotažné bandáže, místo C. Na svislé ose přitlak při bandážování (P2). (Zdroj: Vlastní)



**Graf 10:** Změna velikosti přitlaku u dlouhotažné bandáže, místo D. Na svislé ose přitlak při bandážování (P2). (Zdroj: Vlastní)



**Graf 11:** Změna velikosti přtlaku u krátkotažné bandáže, místo C.  
Na svislé ose přtlak při bandážování (P2).  
(Zdroj: Vlastní)



**Graf 12:** Změna velikosti přtlaku u krátkotažné bandáže, místo D.  
Na svislé ose přtlak při bandážování (P2).  
(Zdroj: Vlastní)

Odpovídající funkční hodnoty pro upravené meze kompresivních tříd pro místa C a D jsou dále uvedeny v tabulkách **Tab. 5** a **Tab. 6**.

místo <b>C</b>	ROZSAH KT poloha vestoje		PŘÍTLAK PŘI BANDÁŽOVÁNÍ			
	[mmHg]		DLOUHOTAŽNÉ		KRÁTKOTAŽNÉ	
	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX
<b>85% KT</b>						
I.	15,3	17,9	9,2	11,3	21,3	22,8
II.	19,6	27,2	12,8	19,4	23,8	28,3
III.	28,9	39,1	20,8	29,6	29,3	35,3
IV.	41,7	51,0	31,8	39,8	36,8	42,3

**Tab. 5:** Převodní tabulky přítlaků pro bandážování (místo C).

(Zdroj: Vlastní)

místo <b>D</b>	ROZSAH KT poloha vestoje		PŘÍTLAK PŘI BANDÁŽOVÁNÍ			
	[mmHg]		DLOUHOTAŽNÉ		KRÁTKOTAŽNÉ	
	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX
<b>65% KT</b>						
I.	11,7	13,7	15,1	17,0	10,9	13,0
II.	15,0	20,8	18,3	23,9	14,4	20,7
III.	22,1	29,9	25,1	32,6	22,1	30,5
IV.	31,9	39,0	34,5	41,4	32,6	40,4

**Tab. 6:** Převodní tabulky přítlaků pro bandážování (místo D).

(Zdroj: Vlastní)

Obecně lze uvedenou transformaci rozsahů zapsat pomocí rovnice následovně:

$$P_2 = \text{diag}(Q)(A_{32}p_3 + B_{32}), \quad (4.2)$$

kde  $P_2$ ...tlaky při bandážování pro místa B, C, D,  
 $Q$ ...koeficienty % využití komprese pro místa B, C, D,  
 $A_{32}$ ... multiplikatívni parametry afinní transformace z polohy  $P_3$  na  $P_2$ ,  
 $p_3$ ...doporučená hodnota přítlaku v bodě B ve stoje (mez KT),  
 $B_{32}$ ... aditivní parametry afinní transformace z polohy  $P_3$  na  $P_2$ .

Po rozepsání má rovnice tvar:

$$\begin{bmatrix} p_{B2} \\ p_{C2} \\ p_{D2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} q_B & 0 & 0 \\ 0 & q_C & 0 \\ 0 & 0 & q_D \end{bmatrix} \left( \begin{bmatrix} a_{B32} \\ a_{C32} \\ a_{D32} \end{bmatrix} p_{B3} + \begin{bmatrix} b_{B32} \\ b_{C32} \\ b_{D32} \end{bmatrix} \right). \quad (4.3)$$

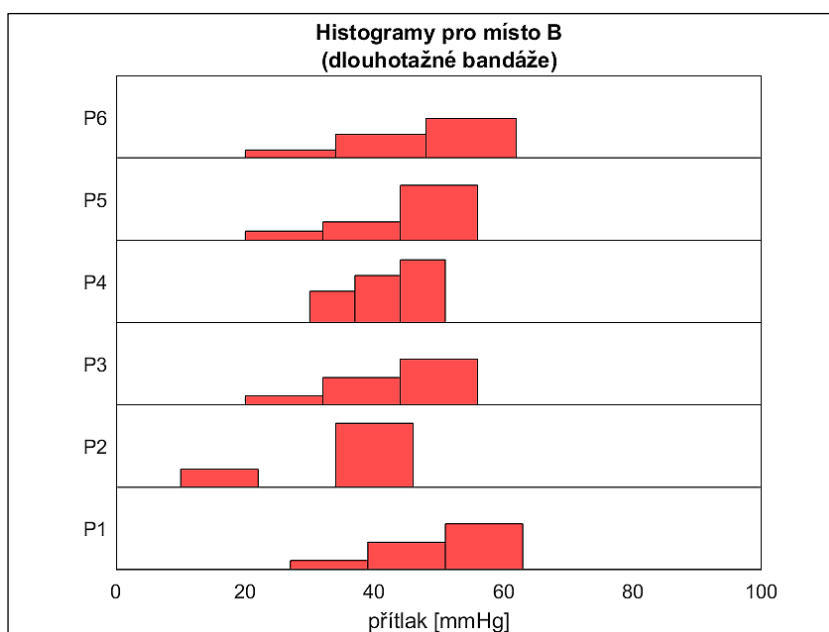
kde aktuální hodnoty koeficientů  $q$  jsou  $Q = [1 \quad 0,85 \quad 0,65]^T$ .

Jak již bylo výše uvedeno, jednotlivé parametry matic A a B jsou určeny metodou nejmenších čtverců na základě naměřených hodnot. Jejich přesnost/věrohodnost bude zvyšována úměrně počtu měření. Otázkou je, zda neintegrovat do měřicí aparatury i určitý učící algoritmus, který každým měřením bude transformační matice zpřesňovat. V takovém případě by ale musela být

vstupní skupina probandů kategorizována podle BMI<sup>35</sup>, svalového zastoupení a dalších kritérií, protože na tyto transformační poměry jistě má fyzická stavba člověka nemalý vliv.

#### 4.2.3 Alternativní přístup zpracování naměřených dat

Kromě zpracování naměřených dat způsobem uvedeným v předchozí kapitole, kde se na základě zvolené kompresivní třídy doporučí velikost přtlaků při bandážování, lze pohlížet na doporučené nastavení komprese bandážování s přihlédnutím k preferovaným polohám, případně preferovaným pohybovým aktivitám, pro konkrétního člověka. Cílem pak je polohu celé sady měření posunout na optimální vzhledem k doporučeným hodnotám komprese, v našem případě kompresivní třídy. Pro lepší pochopení a názornost, poslouží následující **Graf 13**, kde jsou jako charakteristiky naměřených hodnot pro jednotlivé polohy zvoleny normované histogramy. Hlavní výhodou normovaných histogramů je, že díky celkové ploše pod křivkou rovné jedné odpovídají odhadům hustot pravděpodobnosti teoretického rozdělení. Tedy odhady kde nejpravděpodobněji můžeme očekávat budoucí hodnoty.



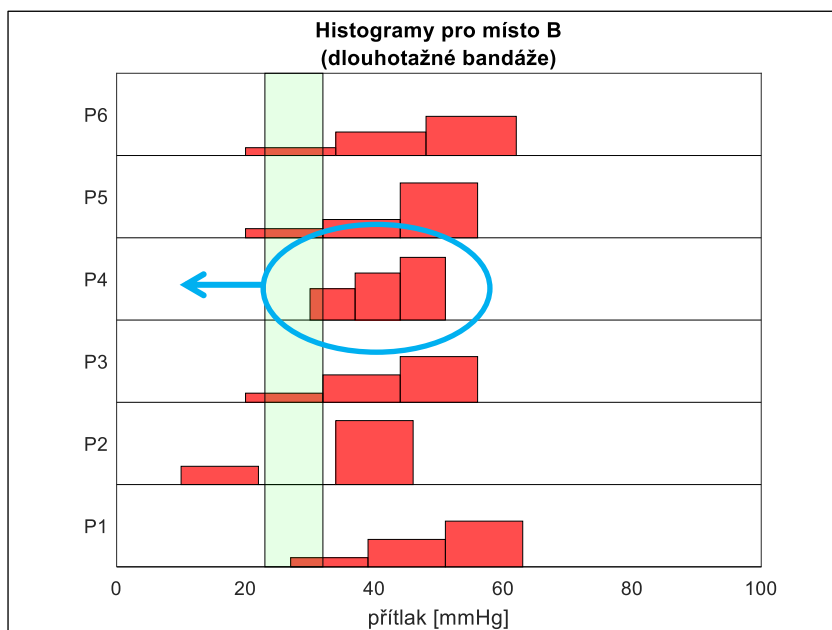
**Graf 13:** Histogramy naměřených přtlaků pro různé polohy.  
(Zdroj: Vlastní)

K zajištění optimálního nastavení přtlaků během bandážování s ohledem na preferované polohy, musíme celou sadu histogramů posunout tak, aby byla pravděpodobnost, že při preferovaných polohách budou hodnoty přtlaků v doporučených mezích kompresivní třídy, byla co největší. Jinými slovy, posouváním sady histogramů maximalizujeme velikost plochy histogramů v doporučených mezích vybrané kompresivní třídy. Celý proces si názorně ukážeme na následujících grafech.

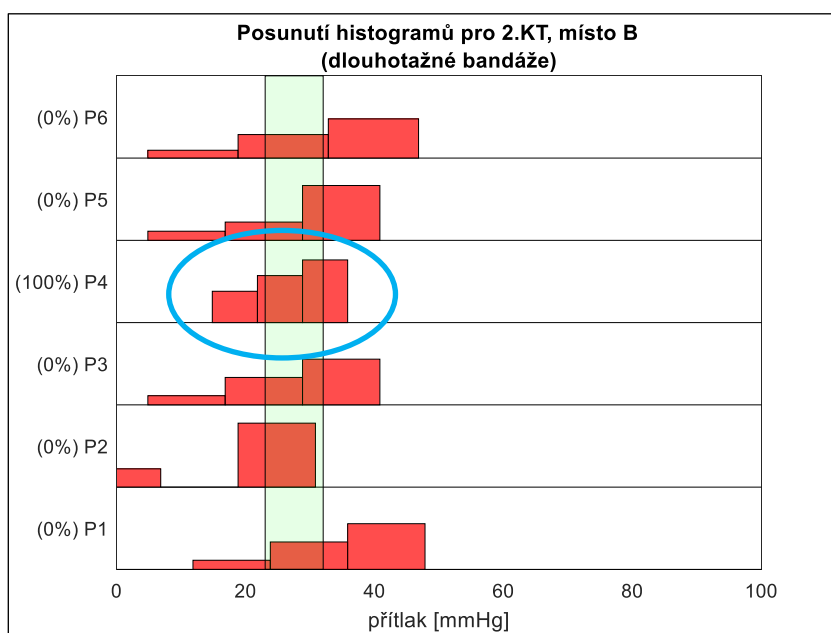
Máme vstupní data histogramů zobrazující **Graf 14** a máme zadanou kompresivní 2.třídu (zeleně). Bandážování chceme optimalizovat pro 4.polohu (P4). Celou sadu histogramů tedy budeme posouvat tak dlouho, dokud nezískáme v rozsahu 2.kompresivní třídy maximální plochu histogramu pro 4.polohu (**Graf 15**). Tím jsme získali optimální posunutí histogramů. Určením

<sup>35</sup> Body Mass Index

střední hodnoty histogramu pro bandážovací polohu, získáme hodnotu přtlaku, na který bychom měli DK zabandážovat (poloha P2).



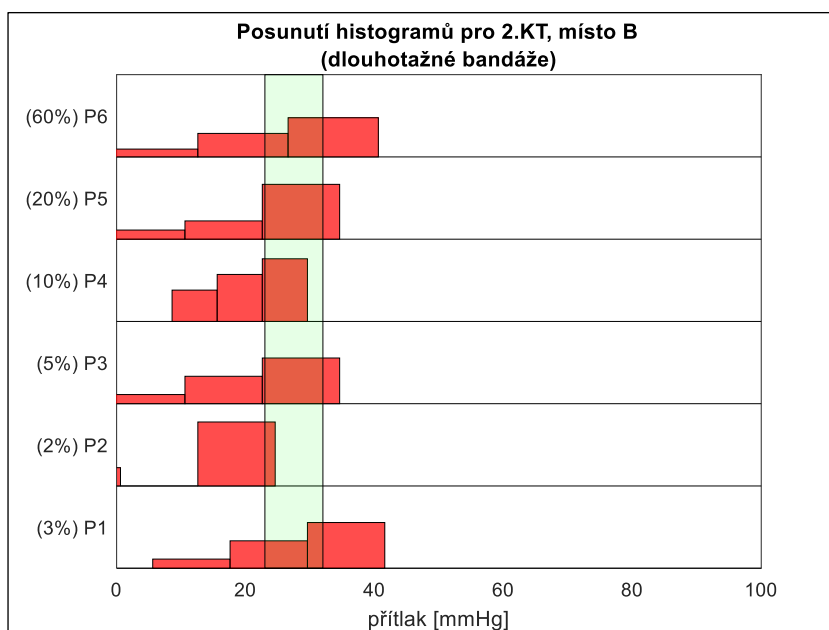
**Graf 14:** Histogramy naměřených přtlaků pro různé polohy – naznačení posunu. Naznačení směr posunu sady histogramů k 2.kt (zeleně).  
(Zdroj: Vlastní)



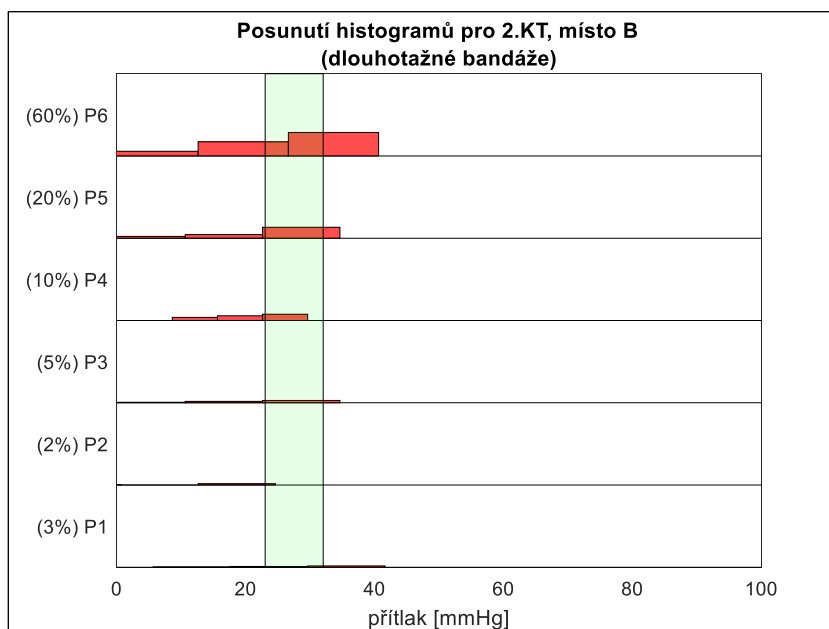
**Graf 15:** Posunuté histogramy s maximální prioritou na jednu polohu. Míra vážení histogramů na svislé ose vedle označení poloh. Zelené pole značí oblast 2.kt. Vážena je poloha P4.  
(Zdroj: Vlastní)

Když zohledňujeme pouze jednu polohu, získáme ale podobné řešení jako u předchozí metody. Navíc nevýhodou u tohoto způsobu je, že nezískáme rozsah bandážování, ale pouze střední hodnotu. Síla této metody se projeví až při požadavku na zohlednění kombinace více poloh.

Každou polohu pak zvážíme podle preferencí na budoucí pohybovou aktivitu konkrétní osoby. Může tak být sada profilů pro různé pohybové aktivity/polohy jako např. na následujících grafech (**Graf 16**, **Graf 17**) profil zaměřený hlavně na dlouhé procházky (chození = poloha P6).



**Graf 16:** Posunuté histogramy s vážením více poloh, zobrazením bez vážení. Výška histogramů normována je. Míra vážení histogramů na svislé ose vedle označení poloh. Zelené pole značí oblast 2.kt. (Zdroj: Vlastní)



**Graf 17:** Posunuté histogramy s vážením více poloh, zobrazením s vážení. Výška histogramů normována není. Míra vážení histogramů na svislé ose vedle označení poloh. Zelené pole značí oblast 2.kt. (Zdroj: Vlastní)



#### 4.2.4 *Zhodnocení metod*

Metoda vážením histogramů má jednu hlavní výhodu oproti metodě lineární aproximace a tou je zohlednění budoucí pohybové aktivity pacienta během doby trvání kompresivní terapie. Tuto vlastnost využijí zejména lidé, kteří nejsou odkázáni pouze na lůžko a mohou se věnovat běžným činnostem bez omezení, včetně sportu. Metoda zajistí, aby se v průběhu těchto činností přítlak pohyboval v omezeném okolí doporučeného rozsahu kompresivní třídy. Zatímco metoda lineární aproximace je sice výpočetně jednodušší, ale je schopna doporučit přítlak pouze mezi dvěma polohami. Může se tak využít pro pacienty odkázané na nemocniční lůžko, kdy stačí zabandážovat na přítlak odpovídající přítlaku v leže podle naordinované kompresivní třídy.

V následující kapitole bych rád provedl jednoduchý návrh dynamické regulace přítlaku, který by měl posunout již navržené řešení statického přístupu na další úroveň. Již by nebylo nutné zadávat pohybovou aktivitu, dynamická regulace by velikosti přítlak regulovala podle jeho aktuální velikosti/změny. Jedinec by tak nemusel při změně režimu aktivit<sup>36</sup> bandáž převinout. Dynamická regulace přítlaku by se přizpůsobovala vnějším vlivům podle zadané kompresivní třídy. Řešení to bude sice nákladnější, ale mělo by přinést větší komfort a kvalitu kompresivní terapie.

---

<sup>36</sup> změna naplánovaných aktivit, na které bylo bandážováno

## 5 DYNAMICKÁ REGULACE PŘÍTLAKU

---

Hlavním smyslem metody dynamické regulace přítlaku je zajistit velikost přítlaku během kompresivní terapie v požadovaných mezích zadané kompresivní třídy bez ohledu na pohybovou aktivitu. Přítlak by tak měl automaticky zareagovat na aktuální změnu přítlaku a přizpůsobit se jí. Musíme však nahradit bandáže, které doposud představovaly akční člen vyvozující přítlak, za komponentu umožňující regulaci přítlaku, a to v dostatečném rozsahu i rychlosti.

Mezi hlavní možnosti (adepty) patří již docentem Holanem navrhovaný vak nasazený na nohu (**Obr. 9**). Oproti vodě, kterou tento vak byl plněný, zastupující nestlačitelné média, můžeme použít i stlačitelná, jako například vzduch. Obě média mohou plnit funkci prostředníků v přenosu změn tlaku, nestlačitelné rychleji, stlačitelné s pomalejší dynamikou. Další možností je mechanický akční člen, v tomto případě je ale nutný podrobnější rozbor přenosu posuvných/rotačních pohybů servomotorů/krokových motorů na stlačení různě zakřivených povrchů nohy. Tato cesta je evidentně složitější, a troufám si tvrdit na hranici použitelnosti pro tento účel. Nabízí se i možnost využít tzv. elektro-aktivní polymery (EAP), které získávají poslední dobou na popularitě a jsou předmětem rozsáhlých výzkumů již minimálně 30 let [29, 30]. Jejich použití v dostatečném rozsahu sil je ale často podmíněno vysokými budícími proudy, provázející vyšší provozní teplotu. Nemluvě o velké pořizovací ceně. V budoucnu tedy vidím EAP reálně, aktuálně ještě nejsou připravené.

Jako nejjednodušší volbu vzhledem k použitelnosti vidím v použití stlačitelného média vzduchu a vaku kolem nohy. Stlačitelnost vzduchu může s výhodou fungovat jako tlumič náhlých změn, reakce by měly být dostatečně pozvolné, aby nedocházelo k vysokým rázům přenášené do krevních cév, a navíc je všude dostupný.

### 5.1 POŽADAVKY NA ZAŘÍZENÍ

Když už máme zvolený způsob přenosu tlaku, potřebujeme si k návrhu konkrétních komponent vyspecifikovat rozsah použití (okrajové podmínky). Mezi takovou specifikaci primárně patří rozsah provozních tlaků. Abychom uvažovali konzervativně, budeme počítat s větším rozsahem přítlaků uvedených v anglickém standardu kompresivních tříd (**Obr. 5**). Oproti u nás používaných rozsahů kompresivních tříd, kde je uveden maximální přítlak  $>49\text{mmHg}$  (**Obr. 6**) je v anglickém standardu přímo uveden maximální přítlak  $90\text{mmHg}$ . Parametrem ovlivňujícím rozsah provozních tlaků je hydrostatický tlak vyvozovaný sloupcem krve od srdce k léčenému/měřenému místu na noze. V praxi tento tlak bude představovat výstupní poruchu, působící proti přítlaku komprese. Zvýší tak potřebný rozsah provozních přítlaků o tuto hodnotu. Velikost sloupce krve můžeme uvažovat konzervativně  $1,5\text{m}$  (u  $1,85\text{m}$  vysokého muže v poloze ve stoji je srdce přibližně  $1,3\text{m}$  od země). Hydrostatický tlak krve tak bude dosahovat hodnoty cca  $117\text{mmHg}$  (hustota krve je  $1060\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ ). Budeme tak potřebovat rozsah provozních přítlaků cca  $0\div 250\text{mmHg}$  pro případ nečekaných překmitů. Dalším parametrem určující okrajové podmínky je reakční rychlost, tj. s jakou rychlostí zařízení odreguluje změnu tlaku. Tento parametr by se měl volit na základě informací o velikosti tlaku a maximální době jeho působení nad rámec povolených tlaků kompresivní třídy. Tyto informace ale nemáme, budeme tak vycházet z maximální uvažované frekvence změn vycházející z běžné pohybové aktivity. Jako běžnou pohybovou aktivitu vezmeme klidnou chůzi, která má frekvenci asi  $2\text{Hz}$  [31]. Určitým podmíněným požadavkem by mohla být velikost a doba trvání překmitu do sousední kompresivní

třídy. Tento požadavek můžeme jen stručně charakterizovat „co nejméně a nejkratší dobu“. Nemáme dostatek dat abychom ho konkrétněji vypsali.

Sekundární požadavky by měla udávat specifikace tzv. nositelné elektroniky, tj. elektroniky, která je navržena tak, aby byla běžně nošena člověkem [20]. Zařízení by tak mělo být lehké, malé, jednoduché na ovládání a hlavně bezpečné. Což vede k dalšímu primárnímu požadavku a to bezpečnosti, musíme tak přidat omezení maximálního výsledného přitlaku. Vzhledem k udané maximální hodnotě kompresního tlaku v anglickém standardu 90mmHg bych navrhol zvolit limitující přitlak 100mmHg s tím, že bude po co nejkratší dobu. Při realizaci je samozřejmostí/nutností veškerá nastavení, která mají přímý vliv na zdraví jedince, konzultovat s lékařem specialistou.

## 5.2 SYSTÉM KOMPRESY VZDUCHU

Po vypsání okrajových podmínek, můžeme přistoupit k samotnému návrhu ústředního členu dynamické regulace přitlaku, a to systému komprese vzduchu, jehož hlavní funkce bude spočívat v dodávce stlačeného vzduchu o požadovaném tlaku.

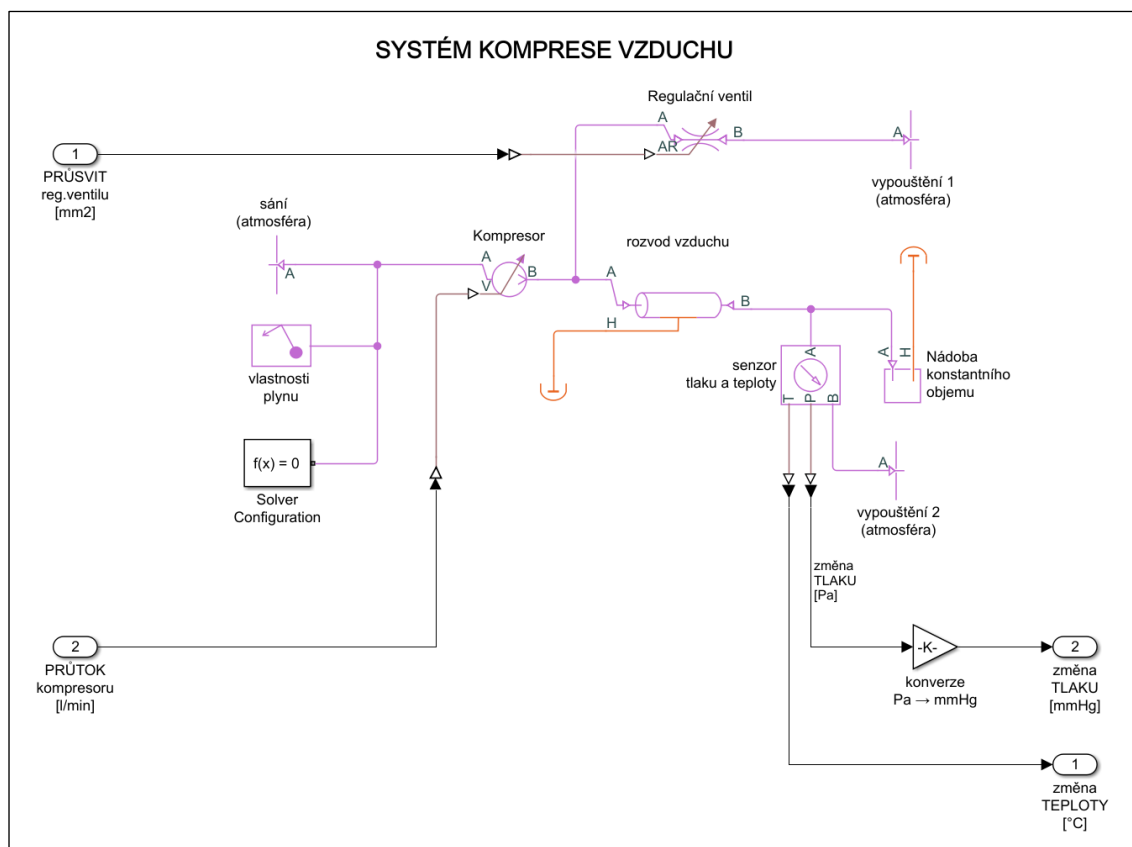
Pro kompresi vzduchu bude sloužit přirozeně kompresor. Hlavní parametry, které kompresor specifikují jsou maximální pracovní tlak [bar] a efektivní výkon [ $l \cdot \text{min}^{-1}$ ]. Pro naše potřeby budeme požadovat maximální pracovní tlak 250mmHg, což odpovídá přibližně tlaku 0,34 baru. Efektivní výkon zatím nejsme schopni určit. Jeho velikost bude mít vliv na rychlost reakce na změnu tlaku. Potřebné parametry kompresoru navrhuji tedy určit až po návrhu řízení, které je dostatečné ke splnění výše uvedených požadavků.

Další přidružené komponenty budou hadičky obstarávající rozvod vzduchu, regulační ventil a samotná nádoba o konstantním objemu (vak/manžeta kolem nohy). Vzhledem k možné realizaci volím malý průsvit hadiček velikosti  $5\text{mm}^2$  (poloměr 2,5mm), prozatím neomezený výkon kompresoru a rozsah průsvitu regulačního ventilu od  $0.01\text{mm}^2$  do  $5\text{mm}^2$  (nulové hodnoty by mohly vést k divergenci řešení). Pro simulaci systému jsem si vybral modul Simscape v prostředí Simulink (součástí programu Matlab). Veškeré matematické modely zařízení/komponent i samotného média (vzduchu) jsou již součástí těchto modelů. Navrhované schéma systému komprese vzduchu je zobrazeno na **Obr. 28**.

**Regulovanou veličinou** budou průtok kompresorem v  $l \cdot \text{min}^{-1}$ , případně ještě průsvit regulačním ventilem v  $\text{mm}^2$ .

**Výstupní veličinou** je tlak v mmHg.

Celý systém komprese vzduchu bude součástí regulační smyčky, starající se o zadání průtoku kompresoru a případně průsvitu regulačním ventilem, ve smyslu sledování referenční hodnoty, vycházející z požadované kompresivní třídy.



**Obr. 28:** Systém komprese vzduchu.  
(Zdroj: vlastní)

### 5.3 REGULAČNÍ SMYČKA

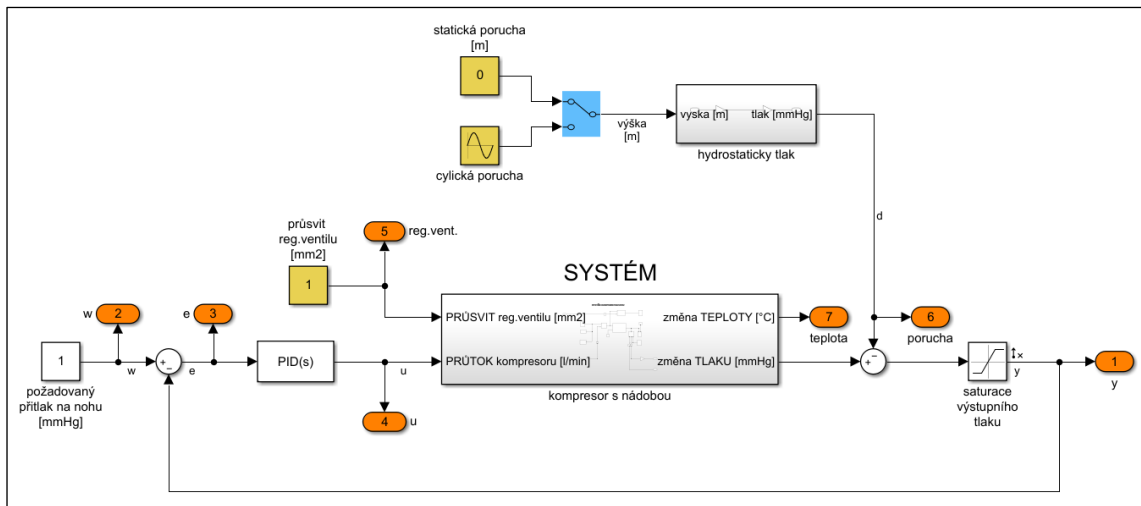
Návrh regulační smyčky je na **Obr. 29**. Obsahuje PID regulátor, vstup pro změnu průsvitu regulačního ventilu, možnost volby výstupní poruchy mezi statickou a cyklickou a saturaci na výstupu. Máme několik možností, jak regulaci pojmout:

1DoF (řízení s jedním stupněm volnosti):

- řízení změnou průtoku vzduchu kompresorem se zafixovanou hodnotou průsvitu regulačního ventilu,
- řízení změnou průsvitu regulačního ventilu se zafixovaným průtokem vzduchu kompresorem,

2DoF (řízení se dvěma stupni volnosti):

- řízení změnou průtoku vzduchu kompresorem a změnou průsvitu regulačního ventilu.



**Obr. 29:** Regulační smyčka.  
(Zdroj: vlastní)

Při 1DoF řízení jsme omezeni maximálním průtokem kompresoru a velikostí vypouštěcího otvoru na nádobě nebo maximálním a minimálním průsvitem regulačního ventilu. Zatímco u 2DoF řízení můžeme využít obě řízení současně, jak průtok vzduchu kompresorem, tak změnu průsvitu regulačního ventilu. Jejich správnou volbou tak dosáhneme efektivnějšího a rychlejšího řízení.

Upravíme regulační smyčku na 2DoF řízení, kde bude řízení průtoku kompresoru zajištěno zpětnovazební smyčkou s PID regulátorem a průsvit regulačního ventilu bude řízen přímovazebně. Otázkou je, jakým způsobem průsvit regulačního ventilu řídit.

### 5.3.1 Řízení regulačního ventilu

Rozdělme si řízení regulačního ventilu na 3 režimy:

- 1.režim – rychlé natlakování (potřebujeme se s přitlakem dostat co nejrychleji z počátečního stavu na referenční hodnotu),
- 2.režim – udržení přitlaku v nejbližším okolí referenční hodnoty,
- 3.režim – rychlé vypuštění vzduchu při velkém překmitu.

Pro **1.režim** potřebujeme, aby účinnost kompresoru byla co největší, což snižuje právě otevření regulačního ventilu, proto pro tento stav regulační ventil maximálně uzavřeme, tj. nastavíme průsvit na  $0.01\text{mm}^2$ .

Pro **2.režim** musíme zvolit optimální průsvit regulačního ventilu v závislosti na zvoleném okolí referenční hodnoty tak, aby byla regulace dostatečně rychlá jak ve zvyšování tlaku, tak snižování. Pro začátek zvolme hodnotu  $1\text{mm}^2$ . V průběhu testování hodnotu buď potvrdíme nebo vyvrátíme.

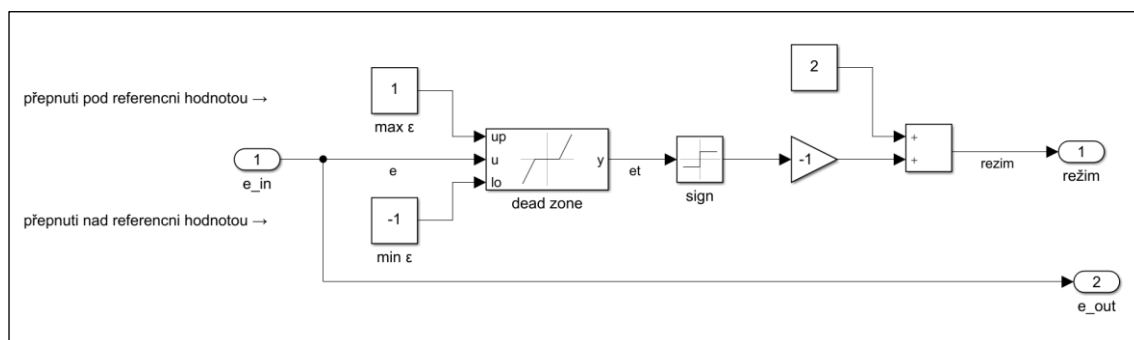
Pro **3.režim** potřebujeme zajistit rychlé upuštění natlakovaného vzduchu, což odpovídá maximálnímu otevření regulačního ventilu. Nastavíme tedy jeho maximální průsvit, tj.  $5\text{mm}^2$ .

Navržené řízení regulačního ventilu budeme určovat na základě velikosti regulační odchylky, která nám dává informaci o vzdálenosti aktuálního přitlaku od referenční hodnoty. Z původně plánovaného přímovazebního řízení regulačního ventilu získáváme zpětnovazební.

Zvolíme si rozsah regulační odchylky kolem referenční hodnoty  $\langle -\varepsilon, \varepsilon \rangle$ , které bude odpovídat 2.režimu a hodnoty nad tímto rozsahem budou odpovídat 1.stavu (referenční hodnota je větší než regulovaný přitlak o více jak  $\varepsilon$ ). Hodnoty pod tímto rozsahem budou odpovídat 3.režimu (když referenční hodnota je menší než regulovaný přitlak o méně jak  $-\varepsilon$ ).

regulační odchylka $e$	průsvit regulačního ventilu [mm <sup>2</sup> ]
$> \varepsilon$	0.01
$\langle -\varepsilon, \varepsilon \rangle$	1
$< -\varepsilon$	5

Režimy lze v Simulinku jednoduše přepínat pomocí bloku „Multiport Switch“, kde je vstupem právě číslo režimu. Zavedeme tedy jednoduchou transformační funkci převádějící velikost regulační odchylky na stavy **Obr. 30**, kde je  $\varepsilon = 1$ .



**Obr. 30:** Automatické přepínání režimů.  
(Zdroj: vlastní)

Výstupem z bloku „dead zone“ je v oblasti necitlivosti  $\langle -\varepsilon, \varepsilon \rangle$  nulová hodnota. Získali jsme tak transformaci zobrazenou v následující tabulce.

regulační odchylka $e$	transformace regulační odchylky $e_t$	průsvit regulačního ventilu [mm <sup>2</sup> ]	režim
$> \varepsilon$	+1	0.01	1
$\langle -\varepsilon, \varepsilon \rangle$	0	2	2
$< -\varepsilon$	-1	5	3

### 5.3.2 Gain scheduling PID

Různé hodnoty průsvitu regulačního ventilu ale mění režim systému. A různým režimům systému odpovídá i různé nastavení PID regulátoru. Jakým způsobem zajistit tento požadavek?

Odpovědí je způsob řízení „Gain Scheduling“, jehož principem je právě změna parametrů regulátoru v závislosti na vnějších podmínkách. Pro definované 3.režimy systému danými různým nastavením průsvitu regulačního ventilu si určíme optimální nastavení PID regulátoru a v závislosti na aktuálním režimu budeme mezi nimi přepínat.

K nastavení parametrů PID využijeme nástroj Matlabu zvaný „PID tuner“, který umožňuje v závislosti na požadavcích na přechodovou charakteristiku a robustnost navrhnout vhodné parametry regulátoru.

V „PID tuneru“ si můžeme před samotným návrhem zvolit mezi třemi způsoby návrhu parametrů regulátoru:

1. „Balanced“ → pro danou robustnost navrhne „PID Tuner“ parametry PID regulátoru vyváženě vzhledem ke sledování referenční hodnoty a potlačení rušení,
2. „Reference tracking“ → „PID Tuner“ dává prioritu na sledování referenční hodnoty (ideální pro problém typu „Servo“, řízení robotů na konkrétní referenční hodnoty [32]),
3. „Input disturbance rejection“ → „PID Tuner“ dává prioritu na potlačení rušení (ideální pro problém typu „Regulace“, udržení na stálé referenční hodnotě [32]).

Způsob návrhu parametrů PID regulátoru pro jednotlivé stavy zvolíme podle jejich účelu, tj. pro 1.režim a 3. režim, kdy potřebujeme rychle přejít na referenční hodnotu zvolíme „Reference tracking“, pro 2. režim, kdy je priorita udržet přítlak na referenční hodnotě a potlačit veškeré poruchy a šumy zvolíme přístup „Input disturbance rejection“.

K přepínání parametrů PID použijeme stejně jako u přepínání průsvitů regulačního ventilu blok Simulinku „Multiport Switch“.



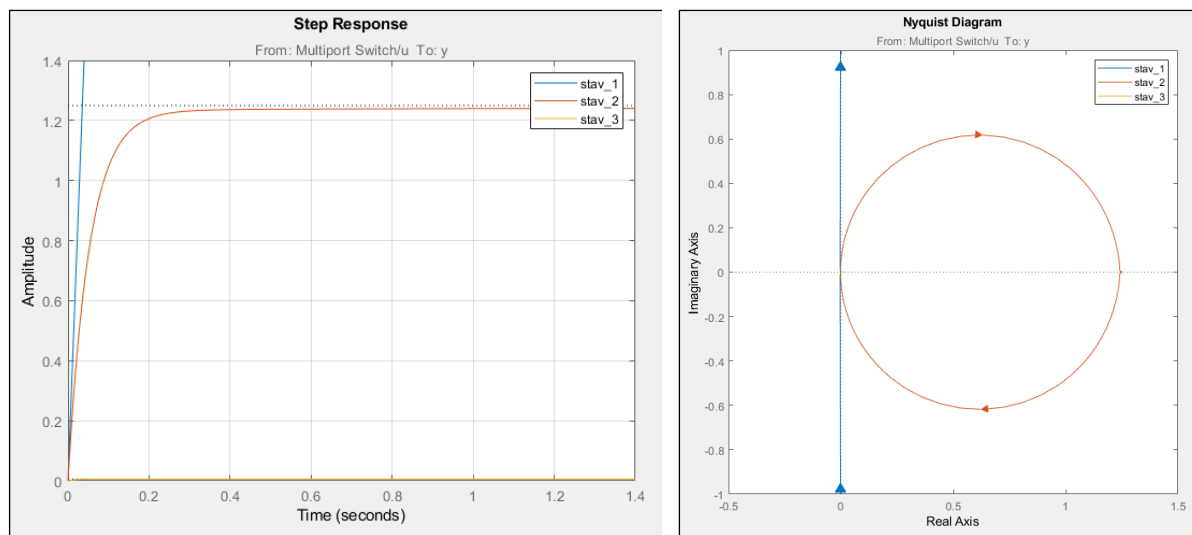


## 5.4 CHARAKTERISTIKA SYSTÉMU

Následují charakteristické grafy systému, které dají podrobnější náhled na jeho chování pro 3 definované režimy. Pro linearizaci vykreslení charakteristických grafů byl použit toolbox Matlabu s názvem „Linear Analysis Tool“, který na základě matematických modelů definovaných v modulu SimScape, sám systém linearizuje.

### 5.4.1 Charakteristické grafy a přenosové funkce systém

Charakteristické grafy systému má v našem případě smysl řešit pouze pro 2.režim, kdy se snažíme hodnotu stabilizovat na referenční.



**Graf 19:** Charakteristické grafy 2.režimu řízení regulačního ventilu. Odezva na jednotkový skok (vlevo), Nyquistův diagram (vpravo).

(Zdroj: Vlastní)

Linearizovaný systém podle průběhu jednotkového skoku (**Graf 19**, vlevo) je astatický 1.řádu bez překmitu, což potvrzuje i jeho přenosová funkce (5.2), kde dvě nuly jsou téměř stejné s dvěma póly systému. Protože se jedná o stabilní nuly a póly, mohou se vykrátit. Jeden pól je extrémně velký, takže převažující vliv na systém má pól blíže nuly, a proto má odezva na jednotkový skok tvar astatického systému 1.řádu. Jak podle přenosové funkce, tak podle Nyquistova diagramu (**Graf 19**, vpravo) je systém stabilní.

Přenosová funkce 2.režimu systému:

$$S_2 = 3.1e5 \frac{(s + 1.63)(s + 0.00403)}{(s + 1.336e4)(s + 18.81)(s + 1.62)(s + 0.00401)} \quad (5.2)$$

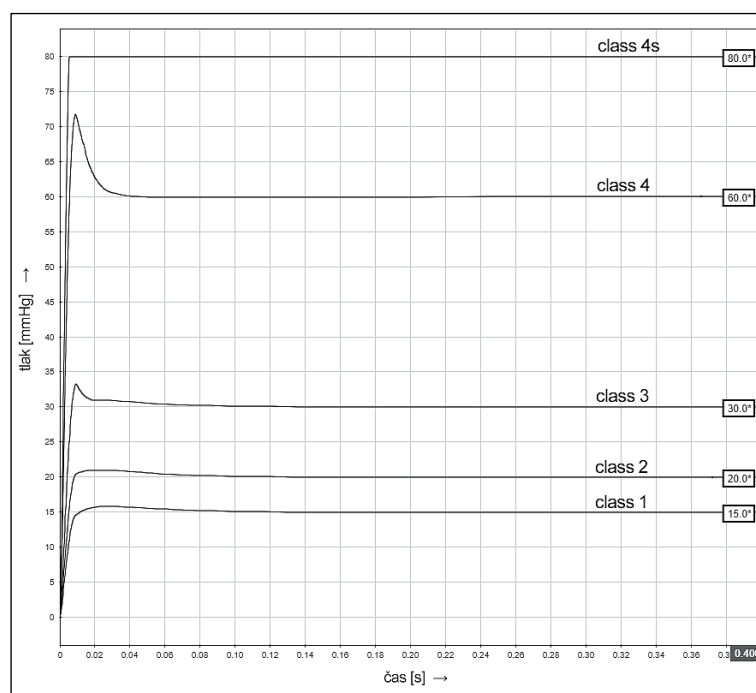
Upravená přenosová funkce 2.režimu systému:

$$S_2 = 3.1e5 \frac{1}{(s + 18.81)} \quad (5.3)$$

## 5.5 NASTAVENÍ REGULACE

Po výše uvedeném návrhu a analýze můžeme přistoupit ke zobrazení průběhu regulovaného přitlaku při vstupu pěti různých kompresních tříd (tlaků reprezentující kompresní třídy). Z počátku bez aplikace výstupní poruchy. Nastavení PID regulátorů bylo provedeno ve smyslu kapitoly 0.

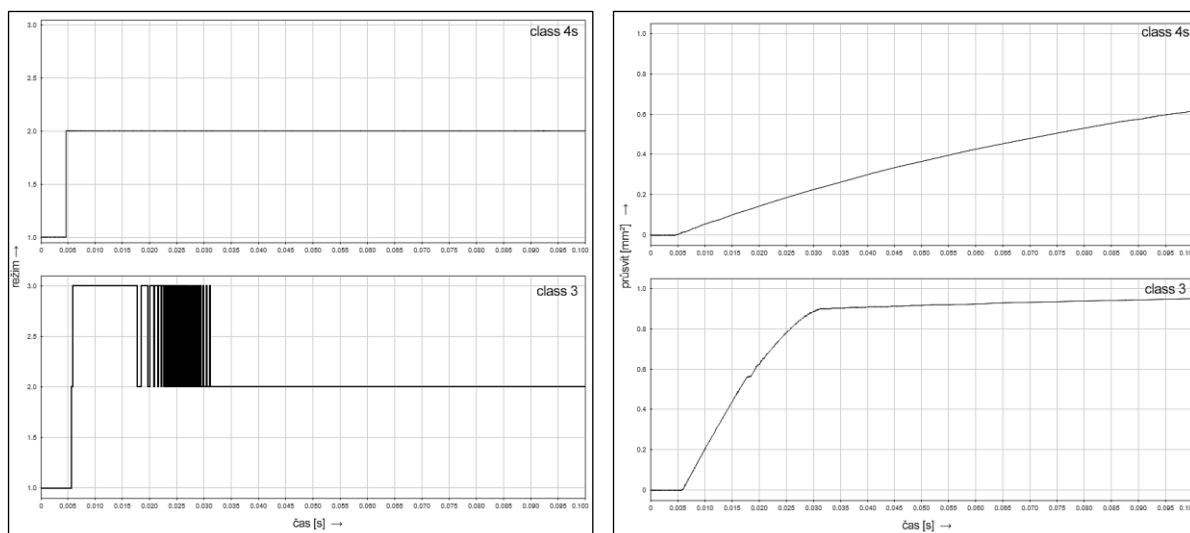
režim číslo	P	I	D	N
1	5.5	9.6	0.0009	541.3
2	5.5	100	0.01	2097.9
3	4.8	50	0.004	237.9



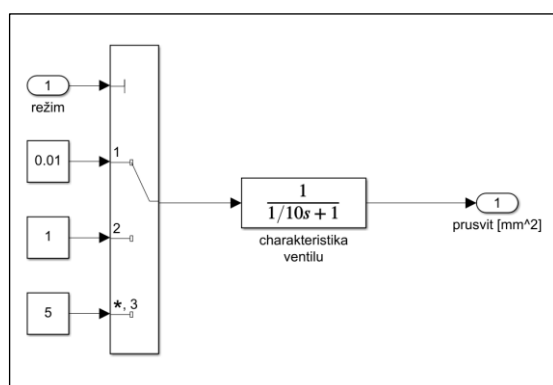
**Graf 20:** Dynamická regulace přitlaku bez výstupní poruchy.  
(Zdroj: Vlastní)

Na grafu (**Graf 20**) můžeme vidět rychlé ustálení (prakticky během 0.1 s) požadovaného přitlaku na požadované hodnotě. Dochází však k poměrně velkému překmitu u 4.kompresivní třídy. Stále je ale akceptovatelný vzhledem k době jeho trvání v řádech setin sekundy.

Když provedeme rozbor změn režimů v průběhu regulace, tak u kompresivní třídy 4s stačilo použít pouze 1. a 2.režim, protože nedošlo k tak velkému překmitu, aby bylo nutné 3.režim přepínat (meze 2.režimu jsou nastaveny na  $\pm 1$  mmHg od referenční hodnoty). Na rozdíl od nižších kompresivních tříd, kde vzhledem k vyšším překmitům musel být zapojen i 3.režim sloužící pro rychlejší vypuštění (**Graf 21** vlevo). Při bližším rozboru průběhu změny průsvitu regulačním ventilem zjistíme, že ventil není schopen, při aktuálním nastavení (**Obr. 32**), měnit s požadovanou rychlostí svůj průsvit (tj. režim systému) (**Graf 21** vpravo). Průsvit tak nedosáhne předpokládané velikosti odpovídající režimu, na který je navrženo řízení PID (Gain Scheduling). PID regulátor tak neřídí konkrétní režim systému, na který je navrženo, ale určitý mezistav. Rychlost dynamiky regulačního ventilu je dána velikostí časové konstanty v přenosové funkci 1/10.



**Graf 21:** Detail přepínání režimů u dvou kompresivních tříd.  
(Zdroj: Vlastní)

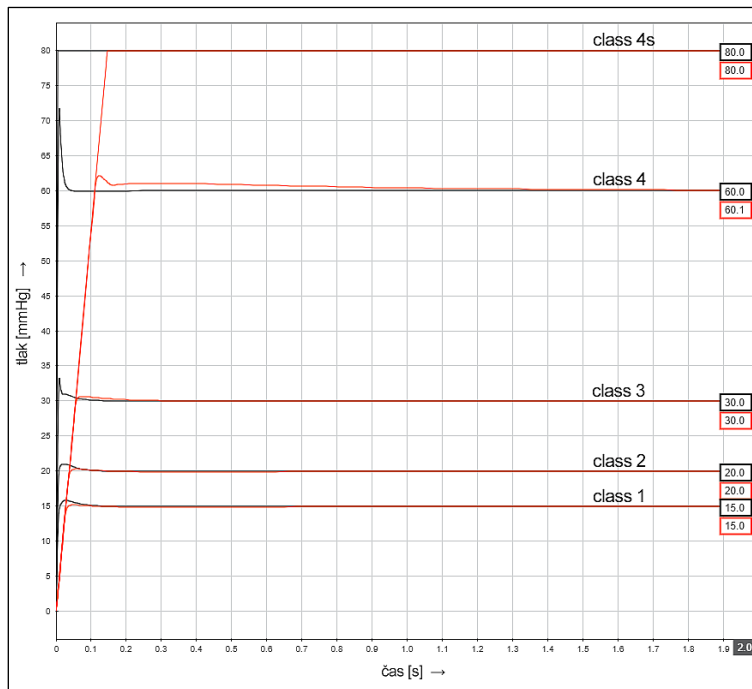


**Obr. 32:** Detail bloku pro nastavování průsvitu reg.ventilu.  
(Zdroj: vlastní)

Řízení PID tak musí být dostatečně robustní i pro rozmezí hodnot průsvitu regulačního ventilu při přechodech mezi jednotlivými režimy. A hlavně zde byla špatně zvolena závislost přepínání parametrů PID na aktuálním stavu regulační odchylky. „Gain scheduling“ musí volit režim přímo na základě hodnot průsvitu regulačního ventilu, který režim systému skutečně definuje.

Další možností je nastavit PID regulátor dostatečně robustně jen pro 2.režim, u kterého nás zajímá řízení v dostatečně velkém okolí referenční hodnoty. Odpadla by nutnost použít „Gain scheduling“ u parametrů PID, pouze by se automaticky měnil průsvit podle aktuální regulační odchylky s dynamikou regulačního ventilu. V nastavení PID bychom pak nemohli preferovat „Input disturbance rejection“, ale „Reference tracking“ případně „Balanced“ (dle kapitoly 5.3.2), protože v případě „Input disturbance rejection“, bychom se dostali do kmitání výstupní hodnoty.

Porovnání řízení bez „Gain scheduling“, tj. pouze s jedním univerzálním nastavením PID a automatickým přepínáním průsvitu regulačního ventilu je na následujícím grafu (**Graf 22**).

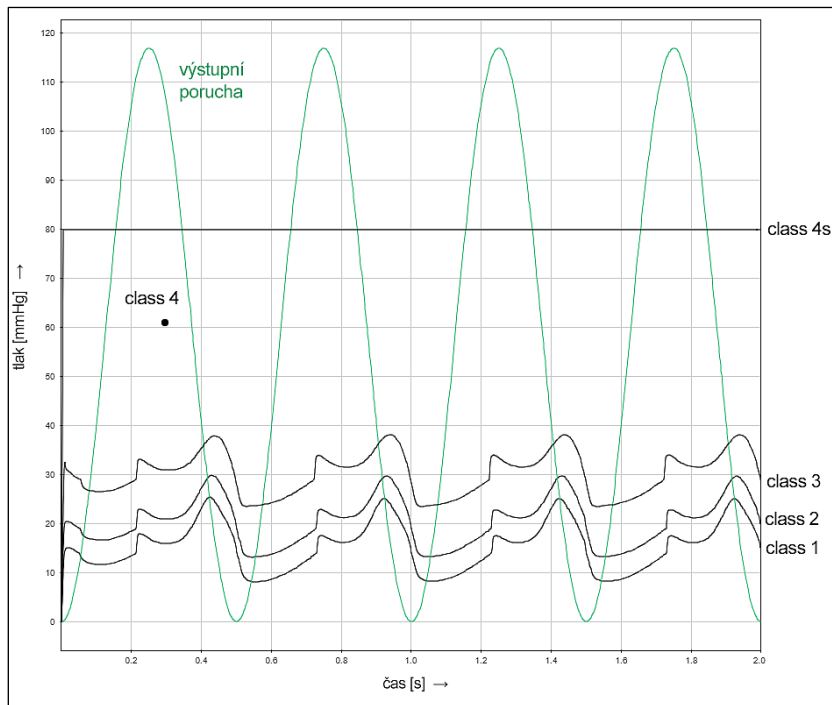


**Graf 22:** Dynamická regulace přítlaku bez výstupní poruchy. Gain Scheduling (černě) vs „univerzální“ PID (červeně). (Zdroj: Vlastní)

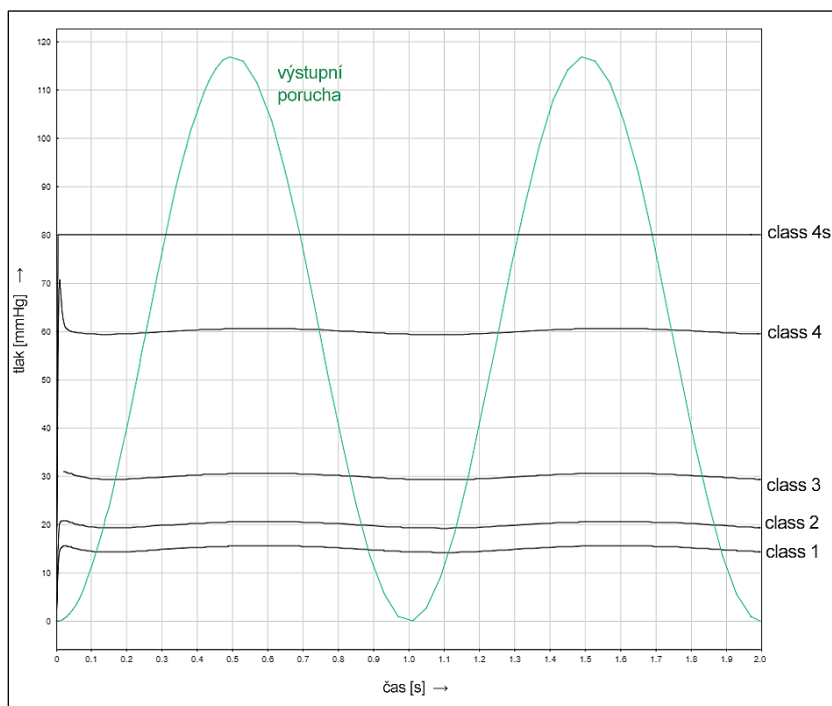
Nastavení „univerzálního“ PID bylo následující:

režim číslo	P	I	D	N
univerzální	5.6	9.9	0.0009	424.6

Nevýhodou tohoto řešení je pomalejší čas na ustálení výstupní hodnoty. Výhodou, jsou menší překmity. V případě zařazení dynamické cyklické výstupní poruchy má regulace velké problémy dostatečně rychle reagovat na změny na výstupu (**Graf 23**). Prakticky v této fázi rychlého návrhu jsme schopni odregulovat dostatečně kvalitně poruchu s poloviční frekvencí, než bylo požadováno v zadání (**Graf 24**).



**Graf 23:** Dynamická regulace s výstupní poruchou  $4\pi$  [rad.s<sup>-1</sup>].  
 (řešení pro „class 4“ nekonvergovalo)  
 (Zdroj: Vlastní)



**Graf 24:** Dynamická regulace s výstupní poruchou  $2\pi$  [rad.s<sup>-1</sup>].  
 (Zdroj: Vlastní)

## 5.6 ZHODNOCENÍ

Účelem 5.kapitoly bylo kromě rychlého návrhu principu automatického řízení přítlaku ukázat, jak je důležité **počítat při návrhu s dynamikou všech komponent v regulační smyčce** a jak ji mohou ovlivňovat. Proto v našem návrhu regulační smyčky nesmí chybět ani dynamická charakteristika samotného **měření výstupní veličiny**, která samozřejmě, tak jako dynamika regulačního ventilu, významně ovlivní chování celého systému při automatické regulaci. Proto bude potřeba senzor přítlaku, identifikovat, tj. zjistit jeho dynamické vlastnosti a tyto zařadit do případného návrhu automatického řízení přítlaku.

## 6 DISKUZE

---

Kompresivní terapie žilních onemocnění dolních končetin je stále rozvíjející se téma s cílem zdokonalovat její terapeutickou účinnost, o čemž vypovídá i každoročně pořádaný kongres (<http://www.icc-compressionclub.com/>). Jen za rok 2019 bylo vydáno téměř 1900 článků na téma kompresivní terapie (Google Scholar). Častým tématem jsou fyzikální vlastnosti kompresivních pomůcek, kde je již delší dobu řešen tzv. statický a dynamický index tuhosti [33, 34, 35, 36], tak i správný přístup k aplikaci přitlaků (progresivní, degresivní) [14] [27]. Většina těchto prací se opírá o zákona podle Laplace, který popisuje závislost přitlaku pod bandáží na tažné síle a poloměru křivosti. Dokonce byla vydána publikace porovávající tento zákon s reálně odměřenými daty [37]. Evidentně je potřeba mít kontrolu/přehled nad průběhem komprese nad ordinovaným přitlakem.

Tato diplomová práce se snaží částečně rozkrýt problematiku s tím spojenou. Už jen výběr čidla sebou nese jistá omezení a úskalí v podobě nepřesností. Při návrhu měřicího zařízení přitlaků pod bandážemi se myslím nevyhneme řešení nastíněných komplikací nutně spojených s tímto problémem. Při návrhu řešení jsme se zde dostali ke dvěma přístupům zajištění správného přitlaku při kompresi.

První přístup založený na kontrole správného přitlaku při bandážování využíval dvě metody. První metoda spočívá v proložení získaných dat přímkou pomocí metody nejmenších čtverců [38]. Tím získáme jasnou představu o závislosti přitlaků mezi aktivitami a můžeme zpětně doporučit na jaký přitlak se musí dolní končetina zabandážovat, aby vykazovala při cílové aktivitě naordinovaný tlak (spadala do určité kompresivní třídy). Druhá metoda je založena na vytvoření histogramů pro jednotlivé pohybové aktivity, čímž získáme prakticky dva reprezentativní momenty pro aktivitu. Spolu s ostatními histogramy vytvoří určitou charakteristiku/závislost mezi jednotlivými aktivitami danou těmito momenty/případně obsahem pod histogramy. Při zadání převažujících aktivit se pak snažíme maximalizovat plochu pod histogramy váženě k relativním hodnotám výskytu aktivit. Celou sadu histogramů tak posuneme a získáme doporučený přitlak při bandážování. Výhodou této druhé metody je možnost vážení podle několik aktivit. Otázkou je, zda si můžeme dovést celou sadu histogramů posouvat podél osy přitlaku a nezmění se vzájemné rozložení. Osobně si myslím, že pokud bychom mohli posouvat tak ne se všemi lineárně. Podle jaké funkce by se mohlo posouvat, je potřeba ještě prověřit. Každopádně u prvního přístupu je nanejvýše důležité, aby vstupovaly do analýz již protříděné skupiny probandů podobných vlastností. Jinak nezískáme relevantní data.

Proto v první fázi po sběru dat, která vyjadřuje závislost přitlaku na pohybové aktivitě (použité bandáží, počtu vrstev, jejím způsobu aplikace a lokalitě měření, případně na dalších podstatných parametrech) se pomocí shlukové analýzy (tzv. bez učitele, protože o konkrétních souvislostech nemáme dostatek informací) vytvoří skupiny sjednocující podobně se chovající jedince vzhledem k souvislostem mezi přitlaky a pohybovými aktivitami. Zároveň je nutné v každé skupině mít takový počet dat, aby výsledky byly statisticky významné (signifikantní).

Jakmile již budeme mít nalezené shluky a hodnoty chování přitlaků budou ověřené v praxi, diagnostické zařízení na základě zadaných charakteristických čísel (tj. čísel které mají podstatný vliv na zařazení jedince do jednotlivých skupin) a vstupních parametrů jako kompresivní skupiny, způsobu bandážování, počtu vrstev a typu bandáže doporučí požadovaný přitlak při bandážování.

Abychom se vyhnuli neodbornosti při bandážování, bylo by prospěšné vytvořit i přípravek na bandážování, kde by se nastavila tažná síla při bandážování a s touto by automaticky bandáž odvíjel.

Druhý přístup spočívá v automatické regulaci přítlaku pomocí zpětné vazby. Zde již doporučený přítlak být nemusí, protože zařízení, resp. celý soubor komponent, by měl zajistit sám požadovaný přítlak pro jasně definované okrajové podmínky použití. Potřebný přítlak je zde vytvářen kompresorem vzduchu spojený s vakem kolem nohy kdy se reguluje objemový průtok kompresorem a regulačním ventilem (2DoF regulace). Při návrhu byly v úvodu určeny podmínky, které by měl systém splnit. Jde především o odregulování statické i cyklické výstupní poruchy s frekvencí 2Hz (běžná chůze) s amplitudou odpovídající hydrostatickému tlaku krve pro výšku 1,5m pro všechny kompresivní třídy podle anglického standardu. Tyto hodnoty jsou brány dost konzervativně, aby byla zjištěna skutečná omezení navrženého systému. Ukázalo se, že navržený systém zvládne nastavené podmínky odregulovat maximálně pro poloviční frekvenci. V modelu ale chyběla dynamika měřícího senzoru tlaku, která výsledky jistě ještě změní. Nicméně máme základní model, u kterého jsme si ověřili funkčnost a mělo by následovat po vložení dynamiky měření testování, které by mělo vést k minimalizaci výkonosti komponent na nutnou míru. Protože cílová zařazení takového systému spadá do nositelné elektroniky, tudíž se musíme snažit o minimalizování hmotnosti, počtu komponent i výdrže na baterii. Je proto potřeba ověřit si skutečné okrajové podmínky použití pro automatickou regulaci, které mají majoritní vliv na účinnost komprese, myšleno max. frekvenci a amplitudu, které stačí odregulovat a s jakou přesností.

Druhý přístup má výhodu oproti prvnímu v přesnosti regulace a díky všestrannému stejnému šíření tlaku ve vaku kolem končetiny, je zajištěn potřebný přítlak po celé ploše aplikace. V případě požadavku aplikace různých tlaků na různých místech končetiny, je možno použít komorového systému vaků, jako u pneumické lymfodrenáže.

Osobně vidím budoucnost v elektro-aktivních polymerech, které by řešení značně zjednodušily. Prozatím je jejich funkce podmíněna vysokými proudy, což je doprovázeno se zajištěním jak silného zdroje, tak hlavně bezpečnosti.



## 7 ZÁVĚR

---

V této diplomové práci jsme se mohli seznámit s problematikou žilních onemocnění dolních končetin, jejich léčbou pomocí kompresivní terapie a jejími aktuálními trendy. Byly zde navrženy 2 nové přístupy aplikace kompresivní terapie. První přístup je založený na souboru naměřených dat dávající do vztahu průběh přítlaků pod bandážemi na fyzických proporcích člověka, specifiku použité kompresivní pomůcky a poloze (vykonávaném pohybu) v průběhu terapie. Na základě těchto vztahů a váženého zastoupení jednotlivých poloh (vykonávaných pohybů) navrhne přítlak, na jaký se musí bandáže aplikovat v dané poloze bandážování. Byl vybrán vhodný tlakový senzor, zkonstruováno měřicí zařízení a navržen algoritmus doporučení přítlaku. Druhý přístup je založený na kontinuální regulaci přítlaku. Přítlak je vyvíjený pomocí stlačeného vzduchu kompresorem a regulace typu 2DoF je průtokem vzduchu kompresorem a regulačním ventilem. V závěru byl navržen přípravek na identifikaci tlakového senzoru k zapracování jeho modelu do systému regulace.

Navržené přístupy jsou pouze návrhy a pro případnou realizaci vyžadují rozsáhlejší studii, protože při jejich řešení vyvstaly otázky, pro které zde již nebyl prostor. Mají ale jistě potenciál ve zlepšit kvalitu kompresivní terapie dolních končetin.

## 8 CITOVANÁ LITERATURA

---

- [1] I. Dylevský, R. Druga a O. Mrázková, Funkční anatomie člověka, Praha: Grada Publishing, 2000, p. 414.
- [2] Scottish Intercollegiate Guidelines Network, „A national clinical guideline,“ v *Management of chronic venous leg ulcers*, Health Improvement Scotland, 2010.
- [3] V. Resl, Hojení chronických ran., Praha: Grada, 1997.
- [4] R. Rokyta, Fyziologie a patologická fyziologie pro klinickou praxi, Grada, 2015.
- [5] R. Čihák, Anatomie 3, První vydání editor, Praha: Grada Publishing, 2002.
- [6] B. Alberts, D. Bray, A. Johnson, J. Lewis, M. Raff, K. Roberts a P. Walter, Základy buněčné biologie, Ústí nad Labem: Espero Publishing, 1998.
- [7] V. Hořejší a J. Bartůňková, Základy imunologie, 4. editor, Praha: Triton, 2009.
- [8] L. C. Junqueira, J. Carneiro a R. O. Kelley, Základy histologie, 1. editor, Praha: H&H, 1997.
- [9] J. Dissemond, K. Protz, S. Reich-Schupke, M. Stücker a K. Kröger, „Kompressionstherapie des Ulcus cruris,“ *Der Hautarzt*, pp. 311-325, duben 2016.
- [10] A. Broulíková, „Léčba akutní žilní trombózy,“ *Interní medicína pro praxi*, pp. 548-551, 12 9 2007.
- [11] D. Musil, „Chronická žilní insuficience – současný stav poznání,“ *Interní medicína pro praxi 2003*, 6 2003.
- [12] V. Peňázová, „Chronická žilní insuficience, varixy,“ *Dermatologie pro praxi*, pp. 83-86, 2 1 2007.
- [13] S. Zajícová, „Diferenciální diagnostika a léčba otoků dolních končetin,“ *Interní medicína pro praxi*, pp. 167-170, 3 12 2010.
- [14] Wounds International, „Principles of compression in venous disease: a practitioner’s guide to treatment and prevention of venous leg ulcers,“ Wounds International, 2013. [Online]. Available: [www.woundsinternational.com](http://www.woundsinternational.com).
- [15] Z. Navrátilová, „Kompresivní terapie u žilních onemocnění,“ *Interní medicína pro praxi*, pp. 449-455, 10 10 2008.
- [16] V. Resl, „Léčba vakuově kompresními přístroji (VCT) a Manžeto pneumatické kompresivní přístroje (PCT),“ v *Ulcus Cruris*, Bratislava, Faber, 2010, pp. 72-79.
- [17] V. Holan, Bércový vřed, Praha: Avicenum, 1976.

- [18] H. Partsch a G. Mosti, „Comparison of three portable instruments to measure compression pressure.,“ *International Angiology*, sv. 29, č. 5, pp. 426-30, Říjen 2010.
- [19] N. Brophy-Williams, M. W. Driller, S. Halson, J. Fell a C. M. Kitic, „Evaluating the Kikuhime pressure monitor for use with sports compression clothing,“ *Sports Engineering*, Červenec 2013.
- [20] „Wikipedia, The Free Encyclopedia,“ [Online]. Available: <http://en.wikipedia.org>. [Přístup získán 8 2020].
- [21] F. Tůma, *Teorie řízení*, Plzeň: ZČU, 2009.
- [22] J. Melichar a M. Goubelj, *Lineární systémy 1*, Plzeň: ZČU, 2017.
- [23] L. Jelínek, *Převodníky fyzikálních veličin.*, 2018.
- [24] R. Briš a M. Litschmannová, *Statistika II.*, Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2007.
- [25] H. Neumann, A. Cornu-Thénard, M. Jünger, G. Mosti, K. Munte, H. Partsch, E. Rabe, A.-A. Ramelet a M. Streit, „Evidence-based (S3) guidelines for diagnostics and treatment of venous leg ulcers,“ *Journal of the European Academy of Dermatology and Venerology*, sv. 30, č. 11, 11 2016.
- [26] Interlink Electronics, Inc., „FSR® 400 Series Integration Guide,“ [Online]. Available: <https://www.interlinkelectronics.com/integration-guides>. [Přístup získán 26 3 2019].
- [27] M. Flour, M. Clark, H. Partsch a G. Mosti, „Dogmas and controversies in compression therapy: Report of International Compression Club (ICC) meeting, Brussels, May 2011,“ *International Wound Journal*, 2012.
- [28] G. Mosti a H. Partsch, „Compression stockings with a negative pressure gradient have a more pronounced effect on venous pumping function than graduated elastic compression stockings.,“ *Eur J Vasc Endovasc Surg*, sv. 42, pp. 261-266, 2011.
- [29] Y. Bar-Cohen, „Electroactive Polymers as Artificial Muscles: A Review,“ *Journal of spacecraft and rockets*, 11-12 2002.
- [30] C. Bian, „Fast actuation properties of several typical IL-based ionic electro-active polymers under high impulse voltage,“ *Smart materials and structures*, 1 2020.
- [31] P. Aikaterini, „Frequency and velocity of people walking,“ *The structural Engineer*, 2 2005.
- [32] M. Šimandl, *Adaptivní systémy*, Plzeň: Západočeská univerzita, 2003.
- [33] C. v. d. Wegen-Franken, „Medical elastic compression stockings,“ *Universitaire Pers Maastricht, Helmond*, 2009.

- [34] C. Hildegard, „The function and composition of next generation bandages,“ *Wounds UK*, 2012.
- [35] B. Kumar, „Analysis of factors governing dynamic stiffness index of medical compression bandages.,“ *Biorheology*, 4 10 2012.
- [36] H. Partsch, „The static Stiffness Index: An important parameter to characterise compression therapy in vivo.,“ *Journal of Wound Care*, 2016.
- [37] F. Chassagne, P. Badel, R. Convert, P. Giroux a J. Molimard, „Experimental and numerical approach for the investigation of interface pressure applied by compression bandages.,“ *Vein and Lymphatics*, sv. 6, č. 6626, 2017.
- [38] J. Duník, Identifikace systémů a filtrace, Plzeň: ZČU, 2018.

## Zkratky a slovník pojmů

anastomóza	vzájemné spojení zejména cév
bércové vředy	chronická/dlouhodobá otevřená rána často doprovázená rozkladem tkáně a jejím odumřením (nekrózou)
embolie	ucpání plicní cévy v důsledku zanesení pohyblivého vmetku krví na místo zúžení
endotel	jednovrstevný epitel vystýlající vnitřní povrch krevních i lymfatických cév a srdce
GPIO	General-Purpose Input/Output
HMI	Human-Machine Interface
hormony	signální molekuly pro celotělové působení (na dlouhou vzdálenost) produkované žlázami s vnitřní sekrecí
CHVI	CHronická Venózní Insuficience
CHŽI	CHronická Žilní Insuficience
insuficience	nedostatečnost
klidový tlak	tlak působící v relaxovaném stavu končetiny
lymfodrenáž	speciální odborná (certifikovaná) masáž podporující správný tok lymfy a tím vyplavování odpadních látek z těla
MCU	MicroController Unit
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems
metabolit	produkt látkové výměny (metabolismu)
plicnice	arterie vedoucí odkysličenou krev do plic, také nazývána plicní kmen (truncus pulmonalis)
pracovní tlak	tlak působící při svalové kontrakci proti kompresivní pomůcce
proband	dobrovolný testovaný živý subjekt
PTF	Polymer Thick Film
pulsový objem	množství krve vypuzené z každé komory srdce jedním stahem
RH	Relative Humidity, Relativní vlhkost
RICE	Regionální Inovační Centrum
RoHS	Restriction of the use of certain Hazardous Substances in electrical and electronic equipment
RTC	Real Time Clock
tkáňový mok	mezibuněčná tekutina v těle mnohobuněčných organismů
tonometr	měřicí přístroj krevního tlaku na paži/zápěstí
trombóza	děj, při kterém dochází ke srážení krve (koagulaci), tvoření trombů
trombus	krevní sraženina
žilní návrat	návrat krve z žilního řečiště tělního krevního oběhu do pravé předsíně srdce
žilní reflux/insuficience	nedostatečný návrat žilní krve

## 9 PŘÍLOHY

### Příloha 1: PROJEKT SENIORTEX

<b>Název projektu:</b>	SeniorTex - Smart modulární oděvy a speciální textilní výrobky s integrovanými elektronickými mikrosystémy pro zkvalitnění péče o zdraví stárnoucí populace a hendikepovaných osob
<b>Číslo projektu:</b>	FV10111
<b>Hlavní řešitel:</b>	VÚB a.s.
<b>Partneři:</b>	Technická univerzita v Libreci, Západočeská univerzita v Plzni - Fakulta elektrotechnická, Západočeská univerzita v Plzni - Fakulta zdravotnických studií.
<b>Cíle projektu:</b>	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Dosažení nových užitečných vlastností oděvů pro seniory a hendikepované, což je založeno na použití pokročilých vláken, konstrukci textilií, projektování speciálních oděvů s aplikací mikroelektroniky. Aplikace nositelné elektroniky přináší nové možnosti a diagnostické metody a to: měření vlhkosti kůže (hodnocení pitného režimu nositele); měření otoků a regulaci přítlaku punčoch a bandáží při léčení bércových vředů a monitorování otoků dolních končetin v delším časovém horizontu; možnost definovaného vyhřívání oděvů, což je důležité nejen pro seniory, ale zejména pro hendikepované.</li><li>2. Výrazné zvýšení senzorického a fyziologického komfortu oděvů pro seniory a hendikepované oproti stávajícím oděvům používaným ve zdravotnictví v následné a dlouhodobé péči. Tento cíl bude naplněn použitím pokročilých speciálních vláken s antibakteriálními a dalšími vlastnostmi, konstrukcí a strukturou plošných textilií, ale také ergonomickým a konstrukčním řešením oděvů. Oděvy budou projektovány s možností snadného zabudování mikroelektroniky a s ohledem na údržbu oděvů jak praním, tak chemickým čištěním. Monitorování otoků dolních končetin bude řešeno speciálními oděvními doplňky s integrovanými senzory.</li></ol>
Tento projekt byl realizován za finanční podpory z prostředků státního rozpočtu prostřednictvím Ministerstva průmyslu a obchodu.	

**Příloha 2:** Senzory produktové řady FSR 400.

Zdroj: Datasheet FSR 400 series, Interlink Electronics®, USA



FSR® 400 Short  
5mm Circle x 20mm



FSR® 400  
5mm Circle x 38mm



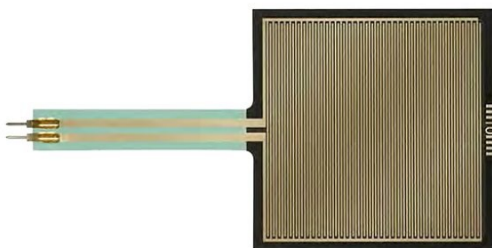
FSR® 402 Short  
13mm Circle x 25mm



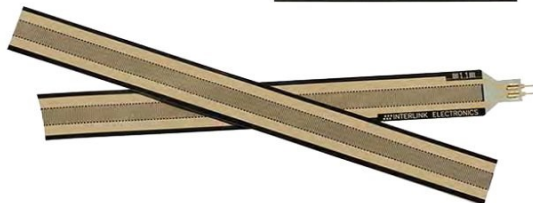
FSR® 402  
13mm Circle x 56mm



FSR® 404  
20mm Donut with 5.5mm hold








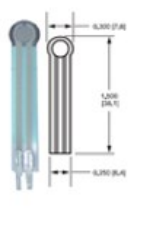







FSR® 406  
38mm Square x 83mm



FSR® 408-xxx  
10mm Wide x xxx mm strip  
xxx = 50, 100, 200, 300, 400, 500mm

### Příloha 3: Porovnání citlivosti senzorů produktové řady FSR 400.

(Zdroj: RICE, ZČU)

senzory umístěny přímo na kůži a zakryty obinadlem		Bandáž (obinadlo): Lenkideal, tažnost 85%, 120													
		1 pokus - čtvercové senzory shunt s IDE 2 ks				2 pokus - kruhové senzory sendvičové 2 ks				3 pokus - kruhové senzory shunt s IDE 2 ks					
		S1 (Ω)		S2 (Ω)		S1 (Ω)		S2 (Ω)		S1 (Ω)		S2 (Ω)			
Měření č.	Poloha při měření	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max		
1	V sedě s nohou nataženou	4200	4500	10500	10700	OL	OL	OL	OL	580000	580000	17000000	22000000		
2	Ve stoje	10000	11000	11500	12000	OL	OL	OL	OL	250000	260000	17000000	20000000		
3	Ve stoje na špičce	15000	17000	40000	60000	OL	OL	OL	OL	550000	580000	10000000	11000000		
4	Znovu v sedě s nohou nataženou	11000	12000	23000	24000	NA	NA	NA	NA	280000	320000	22000000	23000000		
5	Znovu ve stoje	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	850000	900000	35000000	37000000		
6	Znovu ve stoje na špičce	15000	17000	55000	85000	NA	NA	NA	NA	1000000	1500000	32000000	32000000		
7	Znovu v sedě s nohou nataženou	18000	18000	23000	24000	NA	NA	NA	NA	260000	330000	OL	OL		
Fotografie z průběhu měření:															
Fotografie senzoru:															
4 pokus - kruhové senzory 1x shunt s IDE, 1x sendvič				5 pokus - páskové senzory 1x				1 pokus - čtvercové senzory shunt s IDE 2 ks				2 pokus - kruhové senzory shunt s IDE 2 ks			
S1 (Ω)		S2 (Ω)		S1 (Ω)		S2 (Ω)		S1 (Ω)		S2 (Ω)		S1 (Ω)		S2 (Ω)	
Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
OL	OL	OL	OL	2000	2000	NA	NA	3900	3900	4300	4300	89000	89000	145000	150000
30000000	30000000	OL	OL	1600	1600	NA	NA	5200	5200	5700	5700	62000	62000	450000	450000
14000000	15000000	OL	OL	2200	2200	NA	NA	3500	3500	11000	12000	55000	55000	600000	700000
15000000	17000000	OL	OL	2000	2000	NA	NA	3600	3600	6900	6900	120000	120000	600000	600000
17000000	17000000	OL	OL	NA	NA	NA	NA	4800	4800	6000	6000	106000	106000	400000	500000
16000000	17000000	OL	OL	NA	NA	NA	NA	3500	3500	12000	13000	70000	70000	500000	600000
5000000	5000000	OL	OL	NA	NA	NA	NA	4100	4100	6400	6400	120000	120000	300000	300000
															
															



## Příloha 4: Datasheet tlakového senzoru FSR® 406

Zdroj: Interlink Electronics, Inc.

Celý dostupný na: <https://www.interlinkelectronics.com/fsr-406>



### FSR 406 Data Sheet

FSR 400 Series Square Force Sensing Resistor

#### Features and Benefits

- Actuation Force as low as 0.1N and sensitivity range to 10N.
- Easily customizable to a wide range of sizes
- Highly Repeatable Force Reading; As low as 2% of initial reading with repeatable actuation system
- Cost effective
- Ultra thin; 0.45mm
- Robust; up to 10M actuations
- Simple and easy to integrate

#### Industry Segments

- Game controllers
- Musical Instruments
- Medical device controls
- Remote controls
- Navigation Electronics
- Industrial HMI
- Automotive Panels
- Consumer Electronics

#### Description

Interlink Electronics FSR™ 400 series is part of the single zone Force Sensing Resistor™ family. Force Sensing Resistors, or FSRs, are robust polymer thick film (PTF) devices that exhibit a decrease in resistance with increase in force applied to the surface of the sensor. This force sensitivity is optimized for use in human touch control of electronic devices such as automotive electronics, medical systems, and in industrial and robotics applications.

The standard 406 sensor is a square sensor 43.69mm in size. Custom sensors can be manufactured in sizes ranging from 5mm to over 600mm.

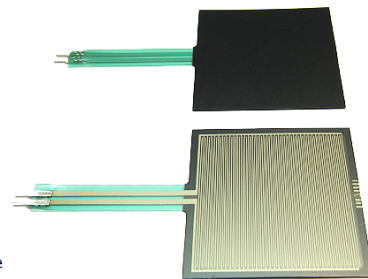


Figure 1 - Typical Force Curve

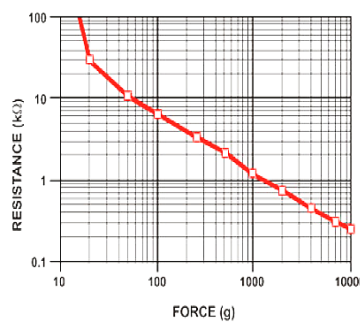
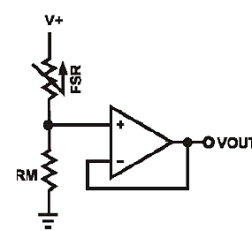


Figure 2 - Typical Schematic



Interlink Electronics - Sensor Technologies

[www.interlinkelectronics.com](http://www.interlinkelectronics.com)

## Applications

### Detect & qualify press

Sense whether a touch is accidental or intended by reading force

### Use force for UI feedback

Detect more or less user force to make a more intuitive interface

### Enhance tool safety

Differentiate a grip from a touch as a safety lock

### Find centroid of force

Use multiple sensors to determine centroid of force

### Detect presence, position, or motion

Of a person or patient in a bed, chair, or medical device

### Detect liquid blockage

Detect tube or pump occlusion or blockage by measuring back pressure

### Detect tube positioning

### Many other force measurement applications

## Device Characteristics

Feature	Condition	Value*	Notes
Actuation Force		0.1 Newtons	
Force Sensitivity Range		0.1 - 10.0 <sup>2</sup> Newtons	
Force Repeatability <sup>3</sup>	(Single part)	± 2%	
Force Resolution <sup>3</sup>		continuous	
Force Repeatability <sup>3</sup>	(Part to Part)	±6%	
Non-Actuated Resistance		10M W	
Size		43.69 x 43.69mm	
Thickness Range		0.2 - 1.25 mm	
Stand-Off Resistance		>10M ohms	Unloaded, unbent
Switch Travel	(Typical)	0.05 mm	Depends on design
Hysteresis <sup>3</sup>		+10%	$(R_{F+} - R_{F-})/R_{F+}$
Device Rise Time		<3 microseconds	measured w/steel ball
Long Term Drift		<5% per log <sub>10</sub> (time)	35 days test, 1kg load
Temp Operating Range	(Recommended)	-30 - +70 °C	
Number of Actuations	(Life time)	10 Million tested	Without failure

\* Specifications are derived from measurements taken at 1000 grams, and are given as one standard deviation / mean, unless otherwise noted.

1. Max Actuation force can be modified in custom sensors.
2. Force Range can be increased in custom sensors. Interlink Electronics have designed and manufactured sensors with operating force larger than 50Kg.
3. Force sensitivity dependent on mechanics, and resolution depends on measurement electronics.

## Příloha 5: Použitá měřící zařízení tlaku

### (a) Digitální monitor krevního tlaku Elta BM101 (aplikace na zápěstí)

- měřicí rozsah: 0-300mmHg (minimální zobrazovaná hodnota během pokusu cca 30mmHg)



Model No.	BM 101
Measurement method	Oscillometric
Measurement range	Pressure 0-300 mmHg, Pulse 40-199 beats per minute
Measuring accuracy	Pressure $\pm$ 3mmHg Pulse $\pm$ 5%

Digitální monitor krevního tlaku Elta BM101  
Elta, Německo.  
(Zdroj: [www.amazon.co.uk](http://www.amazon.co.uk))

### (b) iHealth® Wireless Blood Pressure Monitor Systém BP5(ABI)



iHealth® Wireless Blood Pressure Monitor Systém BP5 (ABI)  
iHealth Lab, USA.  
(Zdroj: [www.easystore.cz](http://www.easystore.cz))

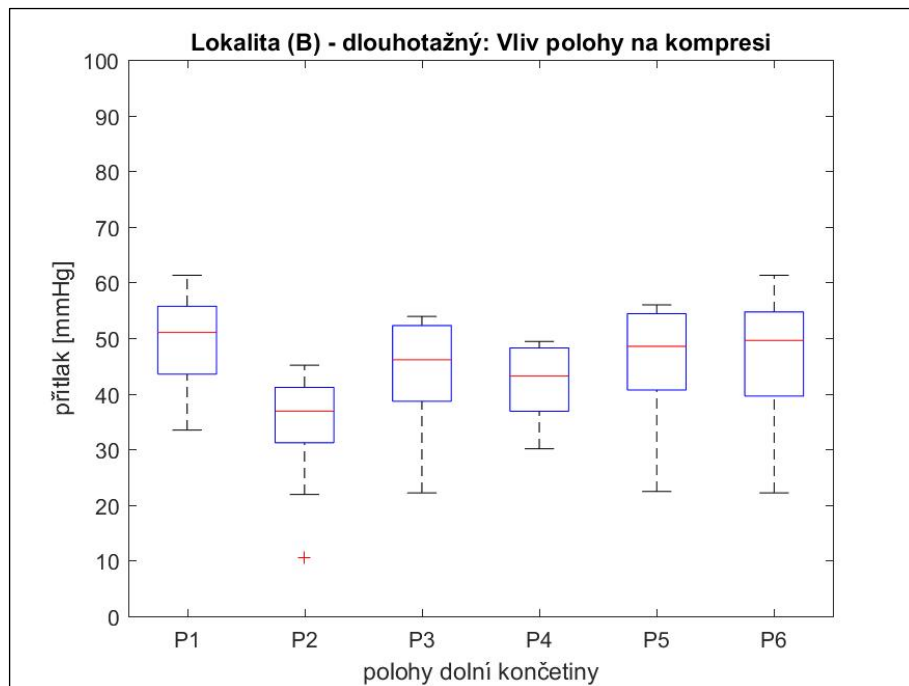
#### Specifications:

- Cuff range: 22-42 cm
- Cuff pressure range: 0-295 mmHg
- Measurement accuracy:  $\pm$  3 mmHg
- Pulse measuring range: 40-180 beats / min, accuracy:  $\pm$  5%

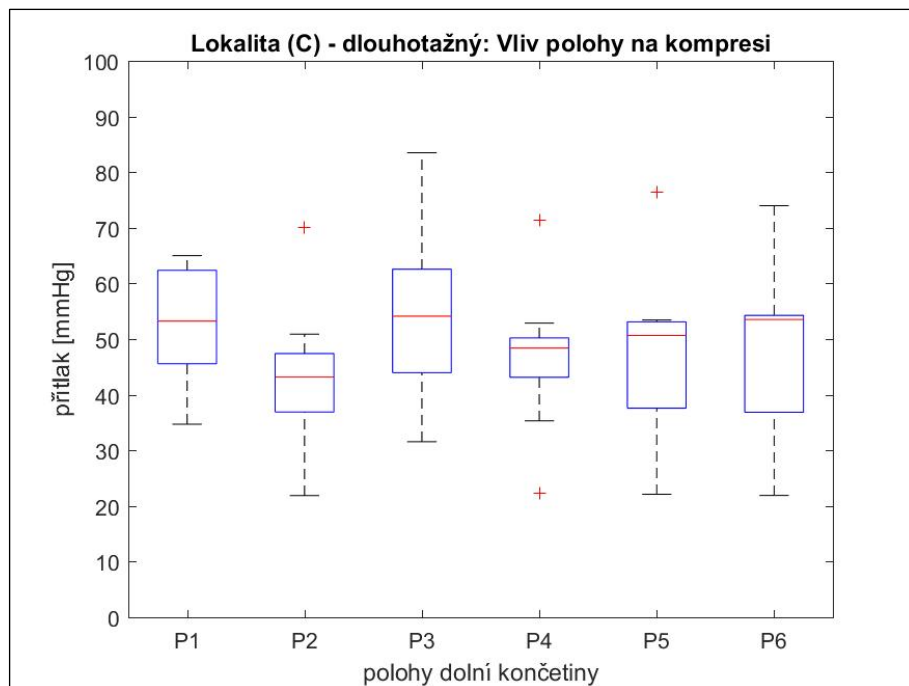
## Příloha 6: Praktické využití nové měřicí aparatury

Pilotní studie velikosti přítlaků pod bandážemi.

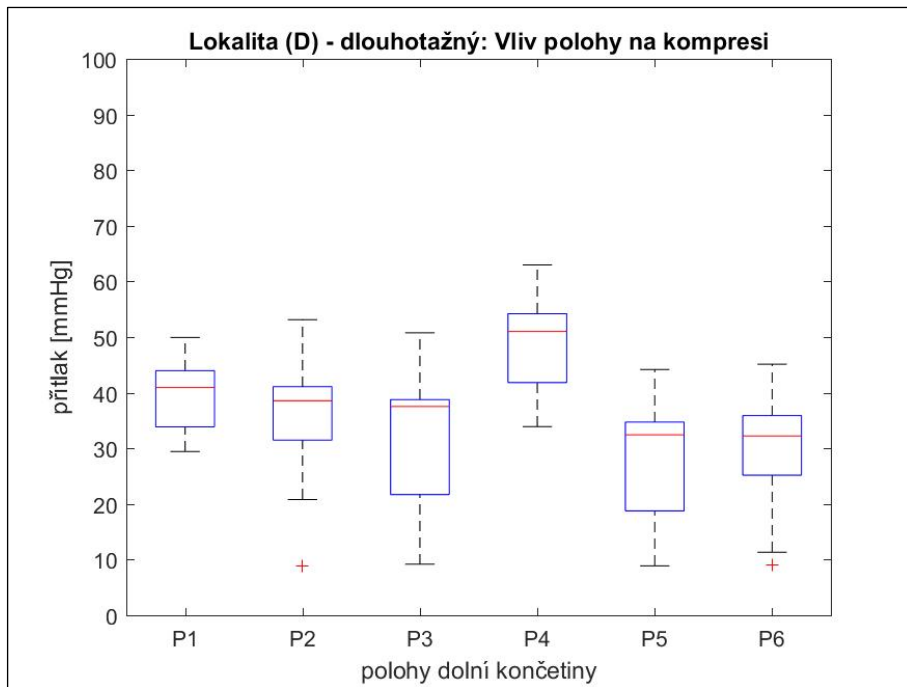
### (a) DLOUHOTAŽNÁ BANDÁŽ - vliv polohy na kompresi pro místo B, C, D



**Graf 25:** Rozsahy naměřených přítlaků v bodě B, dlouhotažná bandáž. (Zdroj: Vlastní)

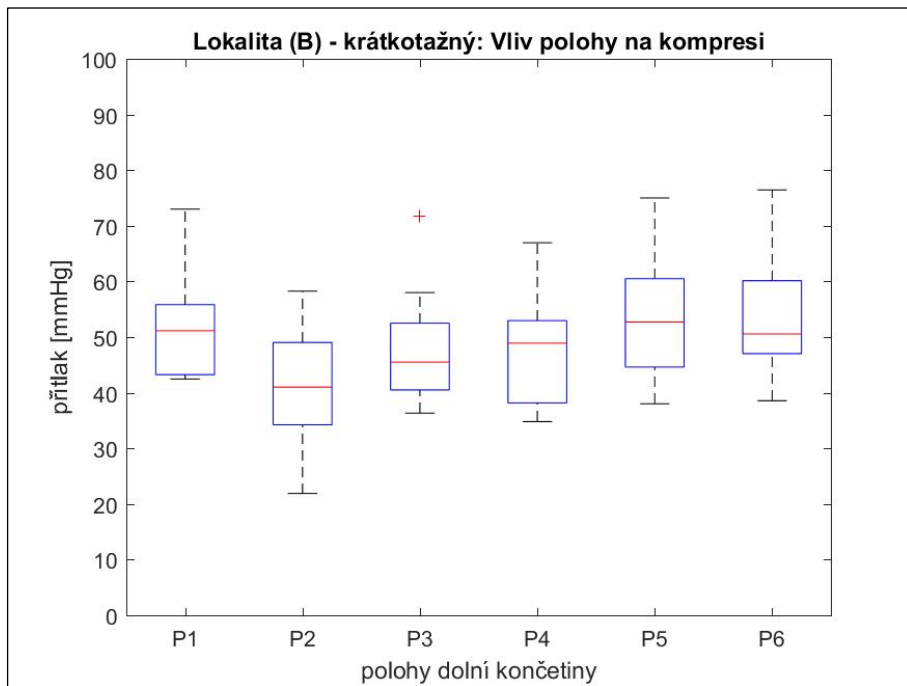


**Graf 26:** Rozsahy naměřených přítlaků v bodě C, dlouhotažná bandáž. (Zdroj: Vlastní)

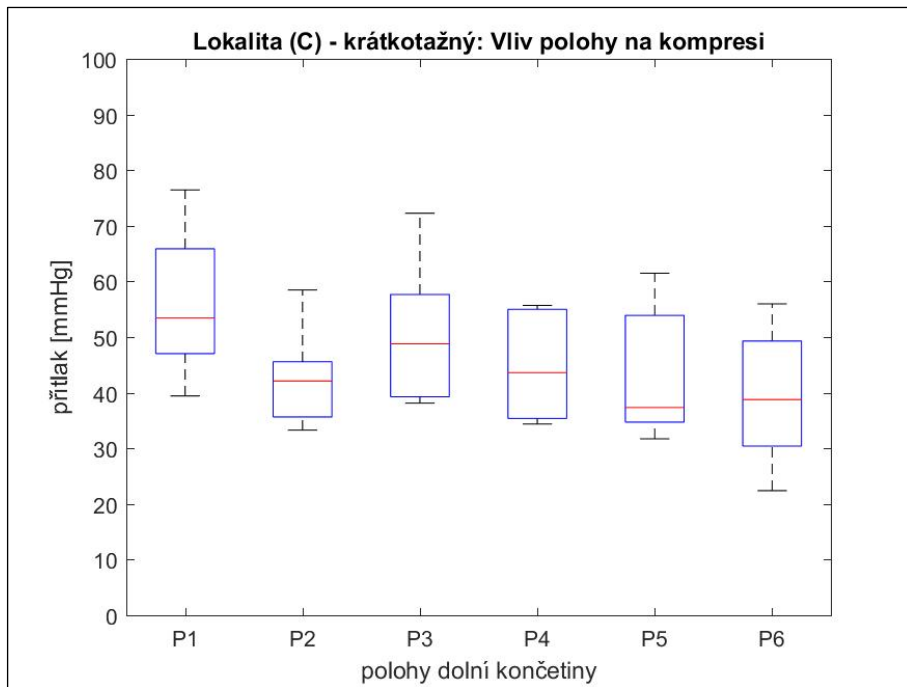


**Graf 27:** Rozsahy naměřených přítlaků v bodě D, dlouhotažná bandáž.  
(Zdroj: Vlastní)

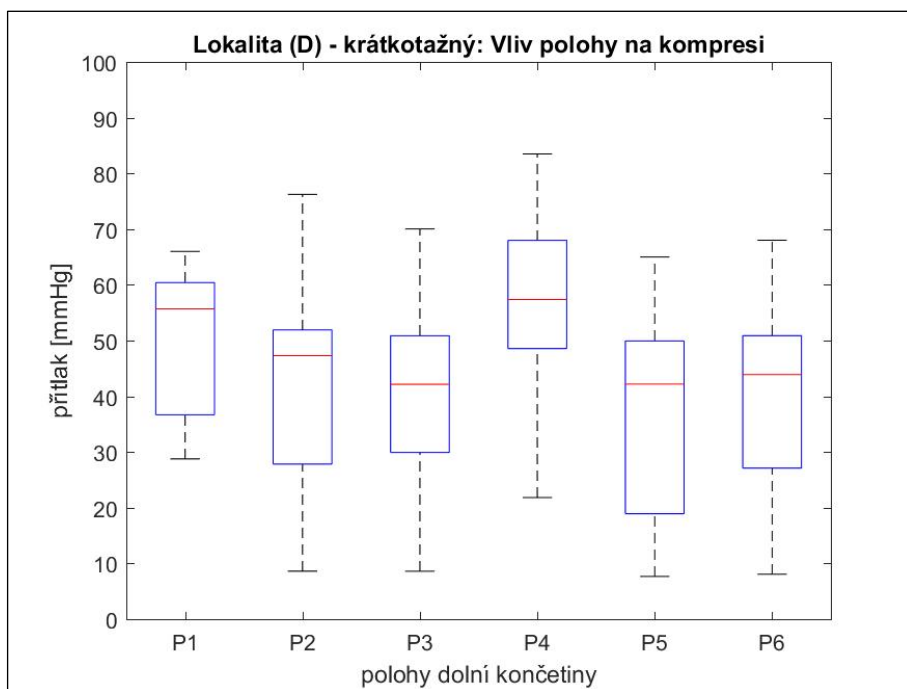
**(b) KRÁTKOTAŽNÁ BANDÁŽ - vliv polohy na kompresi pro místo B, C, D**



**Graf 28:** Rozsahy naměřených přítlaků v bodě B, krátkotažná bandáž.  
(Zdroj: Vlastní)



**Graf 29:** Rozsahy naměřených přítlaků v bodě C, krátkotažná bandáž. (Zdroj: Vlastní)



**Graf 30:** Rozsahy naměřených přítlaků v bodě D, krátkotažná bandáž. (Zdroj: Vlastní)

