

STŘEDOŠKOLSKÁ ODBORNÁ ČINNOST

Obor č. 10. Elektrotechnika, elektronika a telekomunikace

Návrh a vývoj chytré vložky do bot pro detekci plantárního tlaku

Jiří Račanský

Brno 2025

STŘEDOŠKOLSKÁ ODBORNÁ ČINNOST

**NÁVRH A VÝVOJ CHYTRÉ VLOŽKY DO BOT
PRO DETEKCI PLANTÁRNÍHO TLAKU**

**DESIGN OF SMART SHOE INSOLE FOR PLANTAR
PRESSURE DETECTION**

AUTOR	Jiří Račanský
ŠKOLA	Gymnázium Brno-Řečkovice, p. o. Terezy Novákové 2, 621 00 Brno
KRAJ	Jihomoravský
ŠKOLITEL	Ing. Pavel Tofel, Ph.D. Mgr. Kateřina Vídenková
OBOR	10. Elektrotechnika, elektronika a telekomunikace

Brno 2025

Prohlášení

Prohlašuji, že svou práci s názvem *Návrh a vývoj chytré vložky do bot pro detekci plantárního tlaku* jsem vypracoval samostatně pod vedením Ing. Pavla Tofela a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Dále prohlašuji, že tištěná i elektronická verze práce SOČ jsou shodné a nemám závažný důvod proti zpřístupňování této práce v souladu se zákonem č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a změně některých zákonů (autorský zákon) v platném znění.

V Brně dne: 26.1.2024

Jiří Račanský

Poděkování

Velmi děkuji svému externímu konzultantovi, panu Ing. Pavlu Tofelovi, Ph.D., za jeho ochotu, cenné rady a čas, který mi věnoval. Velké poděkování patří také panu MUDr. Lukáši Šoltysovi, předsedovi České ergonomické společnosti, za poskytnutí finančního daru na vypracování této práce. Rád bych poděkoval panu Mgr. Janu Šťastnému, Ph.D. za pomoc v počáteční fázi projektu. Děkuji i Mgr. Kateřině Vídenkové za korekturu a rady k formální stránce této práce.



Anotace

Chytré vložky do bot jsou zařízení, která snímají data ve stélce obuvi. Díky svým širokým možnostem využití mají potenciál stát se novým oblíbeným druhem nositelných technologií. Tato práce SOČ se nejprve zaměřuje na srovnání současně komerčně dostupných chytrých vložek. Následně popisuje návrh senzorické části vložky, počínaje výběrem architektury, vývojem vlastního materiálu až po testování její funkčnosti. Pro vyvinuté tlakové čidlo byl vytvořen matematický model, který popisuje závislost relativní změny kapacity na normálovém napětí. Pro tyto senzory jsem navrhl také měřicí obvod, který převádí kapacitu na analogové výstupní napětí.

Klíčová slova

chytrá vložka do bot, analýza běhu a chůze, nositelná technologie, kapacitní tlakové čidlo, pórovité PDMS, převodník kapacity na napětí

Annotation

Smart insoles are devices that collect data from the insole of footwear. Thanks to their wide range of applications, they have the potential to become a new popular type of wearable technology. This SOČ project first focuses on comparing currently available commercial smart insoles. It then describes the design of the sensor part of the insole, starting with the selection of the architecture, through the development of a custom material, to testing its functionality. A mathematical model was developed for the pressure sensor, describing the relationship between the relative change in capacitance and the normal force. For these sensors, I also designed a measuring circuit that converts capacitance into analog output voltage.

Keywords

smart shoe insoles, running and walking analysis, wearable technology, capacitive pressure sensor, porous PDMS, capacitance-to-voltage converter

Obsah

Seznam zkratk	8
Úvod	10
1 Cíle práce	11
2 Teoretická část	12
2.1 Současný stav na trhu	12
2.2 Technologie měření mechanického tlaku	14
2.2.1 Piezorezistivní	14
2.2.2 Piezoelektrická	15
2.2.3 Kapacitní	16
2.2.4 Indukční	16
2.2.5 Optická	17
2.3 Použité součástky	18
2.3.1 Multiplexor	18
2.3.2 Arduino UNO r3	18
2.3.3 LM2917	20
2.4 Programovací jazyky	21
2.4.1 Python	21
2.4.2 Wiring	21
3 Materiál a metody	22
3.1 Měření kapacity pomocí desky Arduino UNO r3	22
3.2 Polydimethylsiloxan	23
3.3 Test mechanických vlastností materiálů	24
3.4 Analýza dat	25
3.5 Použité programy	25

3.5.1	Autodesk Fusion 360	25
3.5.2	KiCAD	25
3.5.3	Visual Studio Code	25
3.5.4	Arduino IDE	26
3.5.5	Inkscape	26
3.6	Komunikace	26
3.7	Výroba forem	27
3.8	RMSE	27
4	Vývoj a výsledky	28
4.1	Koncept projektu	28
4.2	Otestování architektury tlakových čidel	29
4.3	Hledání vhodného materiálu	30
4.4	Test změny struktury PDMS	31
4.5	Ladění materiálu	33
4.6	Matematický model pórovitého PDMS	36
4.7	První pokus o výrobu prototypu SIFRu	40
4.8	Výroba senzorické části vložky	42
4.9	Měřicí obvod	43
5	Diskuze	47
6	Závěr	50
	Literatura	51
	Seznam obrázků	56
	Seznam tabulek	58

Seznam zkratek

- **2D** — Dvourozměrná grafika nebo prostor
- **3D** — Trojrozměrná grafika nebo prostor
- **ADC** — Analogově-digitální převodník („Analog-to-Digital Converter“)
- **CAD** — Software pro kreslení („Computer-Aided Design“)
- **CAE** — Software pro simulaci fyzikálních jevů („Computer-Aided Engineering“)
- **CAM** — Software pro převod počítačových modelů na seznam instrukcí pro výrobní stroje („Computer-Aided Manufacturing“)
- **CSV** — Hodnoty oddělené čárkou („Comma-Separated Values“)
- **DEMUX** — Demultiplexor
- **DPS (PCB)** — Deska plošných spojů („Printed Circuit Board“)
- **EEPROM** — Elektricky vymazatelná paměť pouze pro čtení („Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory“)
- **EPS** — Formát vektorových obrázků („Encapsulated PostScript“)
- **EVA** — Etylenvinylacetát
- **FSI VUT** — Fakulta strojního inženýrství Vysokého učení technického v Brně
- **HAT** — Rozšiřující deska připojená na základní („Hardware Attached on Top“)
- **I2C** — Sběrnice pro mezisystémovou komunikaci („Inter-Integrated Circuit“)
- **IMU** — Inerciální měřicí jednotka („Inertial Measurement Unit“)
- **MUX** — Multiplexor

- **OFDR** — Optická frekvenční reflektometrie („Optical Frequency Domain Reflectometry“)
- **PC** — Polykarbonát
- **PCB (DPS)** — Deska plošných spojů („Printed Circuit Board“)
- **PDMS** — Polydimethylsiloxan
- **PDF** — Přenosný formát dokumentů („Portable Document Format“)
- **PE** — Polyethylen
- **PNG** — Přenosný formát obrázků („Portable Network Graphics“)
- **PvDF** — Polyvinylidenfluorid
- **PWM** — Pulzně šířková modulace („Pulse Width Modulation“)
- **RMSE** — Kvadratický průměr chyby („Root Mean Square Error“)
- **SIFR** — Název mého projektu („Smart Insoles For Runners“)
- **SPI** — Sériové periferní rozhraní („Serial Peripheral Interface“)
- **SRAM** — Statická paměť („Static Random Access Memory“)
- **SVG** — Škálovatelná vektorová grafika („Scalable Vector Graphics“)
- **TDMS** — Technický datový formát („Technical Data Management Streaming“)
- **UART** — Asynchronní sériový přenos dat („Universal Asynchronous Receiver - Transmitter“)
- **USB** — Univerzální sběrnice („Universal Serial Bus“)
- **W3C** — Konsorcium pro World Wide Web („World Wide Web Consortium“)

Úvod

Sporttestery dnes představují nepostradatelný nástroj pro efektivní trénink, což dokládá jejich masové rozšíření mezi sportovci všech úrovní. Během pandemie COVID-19 bylo zjištěno, že přibližně 90 % běžců pravidelně monitorovalo své aktivity prostřednictvím nositelné technologie [1]. Tento trend reflektuje rostoucí poptávku po analýze sportovních aktivit.

S tímto nárůstem zájmu o monitorování aktivit dochází k rozšiřování trhu nositelných technologií, kde se stále častěji objevují zařízení umožňující hlubší a specializovanější analýzu běžeckého výkonu. Příkladem mohou být wattmetry a běžecké pody, které pomocí dat z inerciální měřicí jednotky odhadují výkon a efektivitu běhu sportovce. Studie ale ukazují, že i když běžecké wattmetry mohou být užitečnými nástroji pro monitorování výkonu, jejich přesnost může být v nestandardních běžeckých podmínkách, jako je různý terén nebo environmentální faktory, omezená [2, 3]

Řešením problému s přesností mohou být chytré vložky do bot, které díky senzorům uvnitř stélky, jež měří plantární tlak, vypočítají v kombinaci s daty z IMU (inerciální měřicí jednotky) přesnější výkon. Kromě výpočtu výkonu mohou být data z vložek využita k analýze ergonomie pohybu či odhalit přetěžování částí chodidla.

Chytré vložky do bot jsou navíc víceúčelové. Velký potenciál mohou mít i ve zdravotnictví. Špatné držení nohou, které můžeme pomocí této technologie odhalit, může vést k různým problémům a bolestem. Analýza plantárního tlaku je proto vhodná i k detekci ortopedických vad či monitorování pacientů s onemocněním, jako je např. diabetes.

Bohužel ale neexistuje na trhu technologie s takto pokročilou analýzou, která by byla dostupná a dostatečně jednoduchá pro běžné sportovce. Proto jsem se rozhodl začít takový produkt vyvíjet.

1. Cíle práce

Pro svoji práci SOČ jsem si vytyčil následující cíle:

- Seznámit se s již existujícími sensorickými vložkami.
- Vybrat vhodné technické řešení senzorů.
- Vyvinout tlakový senzor, který bude vhodný pro užití v mojí chytré vložce.
- Ověřit funkčnost konceptu sestrojením prototypu.
- Nadesignovat měřicí obvod pro měření čidel, který bude použitelný pro navazující práci.

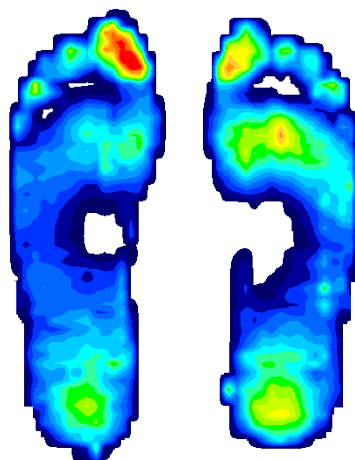
2. Teoretická část

2.1 Současný stav na trhu

V červenci roku 2024 vyšla v časopise Applied Sciences studie, která srovnává chytré vložky do bot jak ve vědeckých člancích, tak na trhu [4]. Výsledkem práce byla i tabulka srovnávající komerční senzorické vložky, kterou jsem se inspiroval při tvorbě tabulky 2.1, ve které jsou některé komerčně prodejné chytré vložky srovnány.

Ačkoliv na trhu existuje nemalé množství senzorických vložek, pouze vložka *Nurvv Run* britské společnosti Nurvv je určena pro každodenní použití běžných sportovců. Kvůli nedostatečnému počtu čidel ve stélce tyto vložky neumožňují generování tlakové mapy. Schopnost odhalení zranění či ortopedických vad je také omezená. Mimo jiné nedisponuje ani funkcí počítání přesného výkonu sportovce.

Nejvíce tlakových čidel obsahuje vložka *F-Scan* firmy Tekscan sídlící v americkém Nordwoodu. Z dat, které jsou pomocí této technologie nasnímané, je proto možné generovat nejpodrobnější tlakové mapy plantárního tlaku, viz obrázek 2.1



Obrázek 2.1: Tlaková mapa pomocí technologie F-Scan [5]

Tabulka 2.1: Srovnání komerčních vložek (*NZ = není známo)

Jméno zařízení (výrobce)	Typy senzorů	Počet senzorů	Využití
Moticon SCIENCE (Moticon)	Tlakové senzory + IMU	16 + 1	Analýza plantárního tlaku
FootLogger (3L Labs)	Tlakové senzory + IMU	8 + 1	Monitorování rehabilitace
Digitsole (Digitsole)	IMU	2	Monitorování rehabilitace
Nurvv Run (Nurvv)	Tlakové senzory + IMU	16 + 1	Uživatelské sledování došlapu při běhu
F-Scan (Tekscan)	Tlakové senzory	954	Analýza plantárního tlaku
Parotec-System (Paromed)	Tlakové senzory (Piezorezistivní)	24	Analýza plantárního tlaku
Pedar system (Novel)	Tlakové senzory (Kapacitní)	99	Analýza plantárního tlaku
BioFoot (IBV)	Tlakové senzory (piezoelektrické)	64	Analýza plantárního tlaku
OpenGo (Moticon)	Tlakové senzory + IMU + Teploměry	16 + 1 + NZ*	Analýza plantárního tlaku, sledování aktivity
Real-Time Rehab system (Veristride)	Tlakové senzory	NZ*	Analýza plantárního tlaku, monitorování rehabilitace
SurroSense Rx (Orpyx Medical Technologies)	Tlakové senzory	8	Monitorování rehabilitace
Kinematix Tune (Kinematix)	Tlakové senzory + IMU	NZ*	Analýza symetrie nohou, kontakt se zemí, došlap
IDM Perform (JUMPSTARTCSR)	IMU	NZ*	Fitness

2.2 Technologie měření mechanického tlaku

Pro měření síly působící na plochu senzoru lze využít mnoha principů. Tlakové senzory jsou obvykle založené na materiálech, jejichž fyzikální vlastnosti se při zatížení mění. Tyto změny se poté projeví na elektrických vlastnostech detekční součástky. V následujících podkapitolách jsou shrnuty jejich principy, výhody a nevýhody. Pro vyšší přehlednost a snazší porovnání jsem vytvořil tabulku 2.2 srovnávající tlaková čidla pro využití v chytrých vložkách do bot.

Tabulka 2.2: Srovnání technologií jednotlivých senzorů

Technologie senzoru	Princip	Výhody	Nevýhody
Piezorezistivní	Změna odporu piezorezistivního materiálu	Jednoduchá implementace, nízká cena, lineární výstup	Nízká stabilita piezorezistivních materiálů
Piezoelektrická	Velikost napětí při deformaci materiálu	Nezávislost na napájení, vysoká citlivost	Nevhodné pro statická měření
Kapacitní	Změna kapacity deskového kondenzátoru při přiblížení elektrod	Jednoduchá výroba, možnost přizpůsobení rozsahu měření	Citlivost na změny prostředí, nutnost zapouzdračení
Indukční	Změna indukčnosti při přiblížení jádra	Robustní design, vyšší odolnost vůči změnám prostředí	Nižší citlivost, obtížná miniaturizace
Optická	Deformace optického vlákna (OFDR), stínění, refrace, reflexe	Vysoká přesnost, odolnost vůči elektromagnetickému rušení	Náročná kalibrace, potřeba složitějšího hardwaru

2.2.1 Piezorezistivní

U rezistivních tlakových čidel nalezneme mezi elektrodami piezorezistivní materiál, tedy vodič, jehož odpor se při zatížení mění. V případě chytrých vložek se obvykle jedná o polyethylen-uhlíkový kompozit. Ten v sobě obsahuje dobře vodivé uhlíkové částice

a špatně vodivý polymer. Při mechanickém stresu se tyto částice k sobě přiblíží, čímž odpor klesá.

Využití piezorezistivních tlakových senzorů slibuje jejich snadné měření. Této architektury využil např. de Fazio *et al.* ve studii publikované v roce 2021 s cílem vytvořit autonomně napájenou chytrou vložku do obuvi [6]. Jako materiál s piezorezistivními vlastnostmi využili Velostat[®].

Nevýhodou tohoto kompozitu je jeho nízká reliabilita. Dziedzickis *et al.* provedli výzkum, ve kterém takový tlakový senzor podrobně testují při cyklické a dlouhodobé zátěži. Jejich výsledky ukazují značný rozdíl v odporu mezi čerstvým a použitým materiálem. Jako řešení tohoto problému doporučují ošetření Velostatu[®] 5–7 zátěžovými cykly, po nichž se změny ve struktuře materiálu výrazně zpomalí a jeho charakteristiky stabilizují. Mezery však vidí v hodnocení dynamických vlastností tohoto kompozitního materiálu.[7]



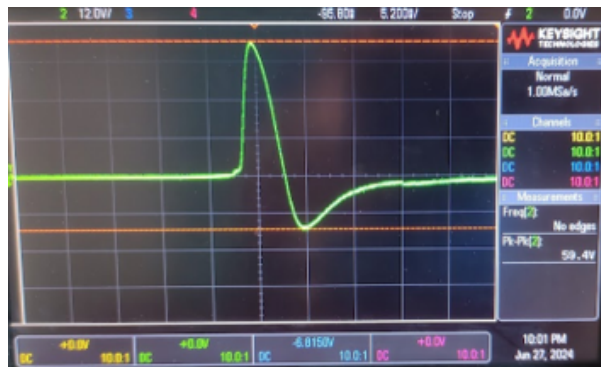
Obrázek 2.2: Piezorezistivní čidlo ([8], upraveno)

2.2.2 Piezoelektrická

Piezoelektrická čidla využívají vlastnosti některých materiálů indukovat na jejich stranách opačný náboj, když jsou stlačena. Tohoto jevu využívá například zážehový mechanismus v zapalovači. Nejběžnějšími piezoelektricky aktivními materiály jsou keramika a křemík, v moderní době jsou předmětem výzkumu převážně polarizované fólie, jako je PvDF, jejichž výhodou je ohebnost.

Čidla této architektury jsou proto nezávislá na externím napájení při měření, což je jejich velkou výhodou. Bohužel je ale jejich schopnost měřit omezená na okamžik změny zatížení, kdy generují elektrický impuls. Tento princip tudíž činí tato čidla nevhodnými

pro statická měření nebo pro opakované měření během dynamických procesů, jako je například průběh kroku.



Obrázek 2.3: Pulz z piezoelektrického čidla

2.2.3 Kapacitní

Kapacitní tlakové měřiče využívají vlastnosti deskového kondenzátoru, u kterých je kapacita dána vzorcem:

$$C = \epsilon \frac{S}{d} \quad ,$$

kde ϵ je permitivita materiálu mezi elektrodami, S je plocha překryvu a d je vzdálenost mezi elektrodami. Při jejich přiblížení proto dojde ke zvýšení kapacity, kterou jsme schopni měřit. Známe-li mechanické i elektrické vlastnosti dielektrika mezi elektrodami, můžeme dopočítat vzdálenost mezi elektrodami a tudíž i tlak.

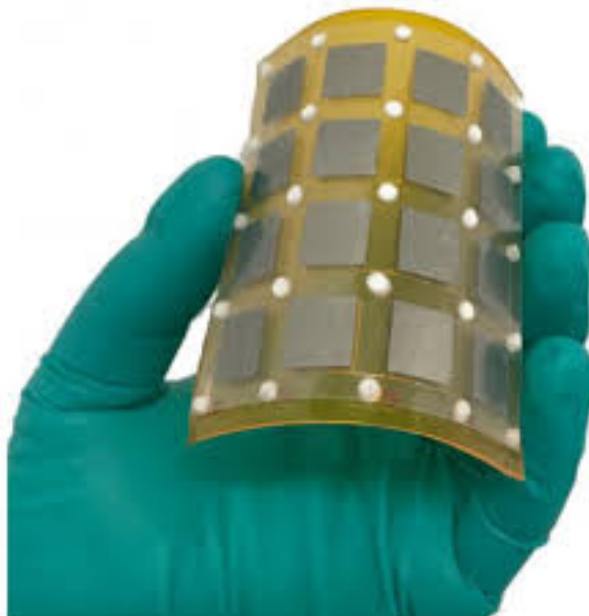
Výhodou tohoto typu senzorů je jednoduchost jejich výroby. Mezi elektrody můžeme použít jakýkoliv nevodivý elastický materiál. Jeho výměnou upravíme vlastnosti měřidla a můžeme tak optimalizovat čidlo na maximální přesnost v požadovaném rozsahu. Tento fakt ho ale činí náchylným k ovlivnění vnějšími vlivy, a proto se musí zapouzdřit.

2.2.4 Indukční

Indukční tlaková čidla měří změnu indukčnosti cívky. V nejjednodušším případě této změny docílíme vsouváním jádra do nitra cívky vlivem tlaku. Takový design ale není vhodný pro užití ve flexibilních zařízeních.

Tento problém řeší například Tang *et al.* (2019), kteří vytvořili čidlo skládající se z měděné cívky nanesené na polyimidovou fólii, ferritového jádra a elastických podpěr. Změny tlaku se přenášejí na ferritovou vrstvu prostřednictvím elastických podpěr, což způsobuje odpovídající změny indukčnosti cívky, přičemž celé zařízení zůstává měkké a flexibilní.[9]

Výhodou tohoto přístupu je vyšší odolnost vůči změnám okolního prostředí (neferomagnetickými materiály), neboť je jejich permeabilita velmi podobná. Oproti kapacitním sensorům bývají ale méně citlivé, což ztěžuje miniaturizaci. Jejich matematický popis je také složitější.



Obrázek 2.4: Indukční tlakové čidlo [9]

2.2.5 Optická

Mechanický tlak můžeme detekovat i opticky. Existuje mnoho typů těchto sensorů, které jsou založeny na detekci různých optických jevů. Využívají proto jak volný světelný svazek, tak optická vlákna. Jednoduchým principem je například využití clony, která je vlivem mechanického tlaku vsunuta mezi světelný zdroj a detektor.

Dalším typem optických čidel je např. optický vláknový snímač. Ten je založen na konverzi vyšších módů v mnohavidovém optickém vlákně, které bylo deformováno. Deformace tudíž sníží optický výkon proudící ve vlákně [10].

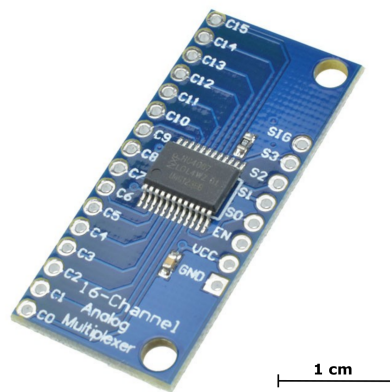
Zhang *et al.* vyvinuli [11] experimentální chytrou vložku do bot využívající technologii OFDR (Optical Frequency Domain Reflectometry). OFDR funguje na principu analýzy odraženého světla vlivem deformace optického vlákna v závislosti na jeho frekvenci, což umožňuje velmi přesné mapování podél optického vlákna.

Využití optických tlakových čidel slibuje vysokou přesnost a stabilitu měření, ale často i zbytečnou složitost oproti ostatním metodám měření. Navíc měření vyžaduje složitější hardware, který pro svou velikost není vhodný pro nositelná zařízení.

2.3 Použité součástky

2.3.1 Multiplexor

Multiplexor (zkráceně MUX) je elektronické zařízení nebo logický obvod, který umožňuje přenášet několik vstupních signálů přes jeden výstupní kanál. Jedná se o přepínač, který na základě řídicího signálu vybírá jeden z několika vstupů a přepojí ho na výstup. Existují digitální i analogové multiplexory. Využití nalézájí zejména v elektronických objektech, když je potřeba navýšit (nebo snížit) počet komunikačních kanálů mezi zařízeními. V opačném zapojení se označuje jako demultiplexor (DEMUX).

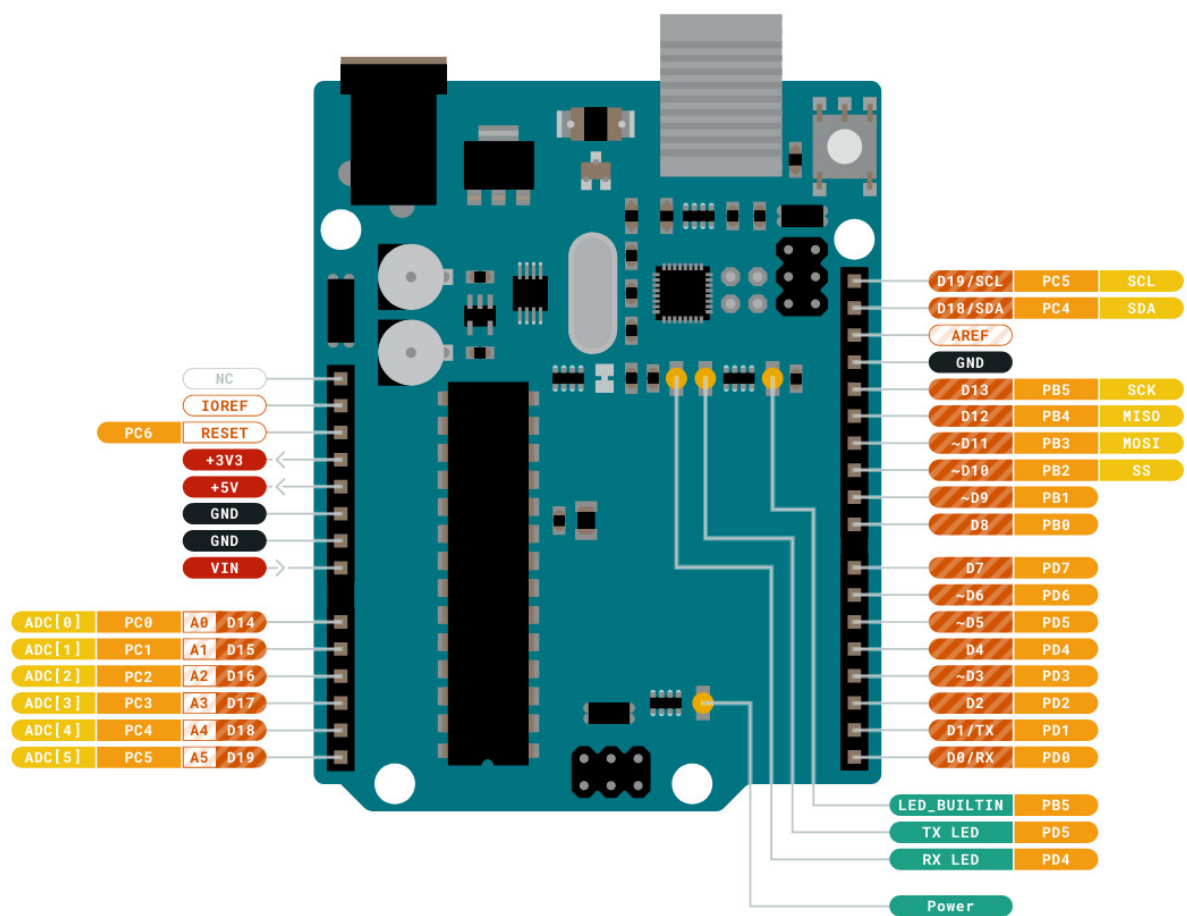


Obrázek 2.5: 16-kanálový analogový MUX modul ([12], upraveno)

2.3.2 Arduino UNO r3

Arduino UNO R3 je populární mikrokontrolér, který je široce používán v různých aplikacích díky své jednoduchosti a rozsáhlé komunitní podpoře. Nabízí flexibilitu pro začínající i pokročilé vývojáře, což jej činí ideálním pro prototypování elektronických projektů, včetně integrace senzorů.

Deska je osazena mikrokontrolérem ATmega328P, který běží na taktovací frekvenci 16 MHz. Nabízí 32 kB paměti Flash pro ukládání programového kódu, 2 kB SRAM pro dočasná data a 1 kB EEPROM pro trvalé ukládání dat. K dispozici je 14 digitálních pinů, z nichž 6 podporuje PWM výstup, a dále 6 analogových vstupů pro měření senzorových signálů. Napájení lze zajistit přes USB port (5 V) nebo pomocí externího zdroje s napětím v rozmezí 7–12 V. Mikrokontrolér podporuje několik komunikačních protokolů, včetně USB, UART, SPI a I2C, což umožňuje snadné propojení s dalšími zařízeními. Deska se kóduje pomocí Arduino IDE v jazyce wiring.



Obrázek 2.6: Arduino Uno r3 – pinout [13]

2.3.3 LM2917

LM2917 je obvod navržený primárně jako frekvenčně-napěťový převodník (F/V převodník), což znamená, že dokáže převádět frekvenční signál na odpovídající úroveň napětí. Tento obvod je oblíbený v aplikacích, kde je potřeba sledovat otáčky motorů, měřit frekvenci signálu nebo analyzovat rychlost pohybu. LM2917 obsahuje integrovaný obvod pro řízení zesílení, který umožňuje snadné přizpůsobení vstupního signálu, a stabilizovanou napěťovou referenci, což zajišťuje konzistentní a přesné výsledky. Díky svému jednoduchému návrhu je LM2917 ideální pro použití v automobilových systémech, průmyslových měřeních nebo jako součást digitálních tachometrů. Při správném zapojení je ho možné využít jako převodník kapacity na napětí.[14]

2.4 Programovací jazyky

2.4.1 Python

Python je vysokoúrovňový, interpretovaný programovací jazyk, který v roce 1991 navrhl Guido van Rossum. Python je vyvíjen jako open source projekt. Nabízí dynamickou kontrolu datových typů a zároveň je pro něj vyvinuto velké množství knihoven, usnadňujících programátorům práci. [15]

2.4.2 Wiring

Wiring je programovací jazyk vytvořený pro programování mikrokontrolérů bez specifických znalostí hardwaru. V současné době je nejznámější jako součást open-source platformy Arduino, kde má podobu frameworku v jazyce C++. Pro programování v jazyce Wiring se nejčastěji používá integrované vývojové prostředí Arduino IDE. Program se nazývá sketch a typicky má dvě hlavní části:

setup() – funkce, která se spustí jednou na začátku programu a zpravidla obsahuje počáteční nastavení.

loop() – automaticky opakovaně volaná funkce, když je deska Arduino připojena k napájení.

3. Materiál a metody

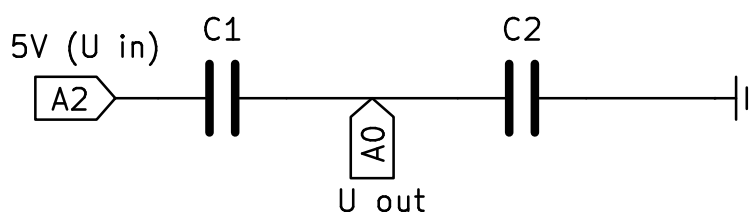
3.1 Měření kapacity pomocí desky Arduino UNO r3

V rámci tohoto projektu bylo Arduino využito jako jednoduchý kapacitní měřič. Jelikož jsem potřeboval měřit nízké kapacity co nejpřesněji, využil jsem princip měření nazvaný jako „Two pin capacitance meter,“ jehož popis konstrukce popisuje článek na webu circuitbasics.com [16].

Tento obvod funguje díky přítomnosti parazitní kapacity v Arduino. Jelikož pro kapacitní dělič napětí platí:

$$U_{\text{out}} = U_{\text{in}} \frac{C_1}{C_1 + C_2} \quad .$$

Zapojením kondenzátoru např. mezi pin A0 a A2 získáme obvod jako v obrázku 3.1.



Obrázek 3.1: Kapacitní dělič napětí

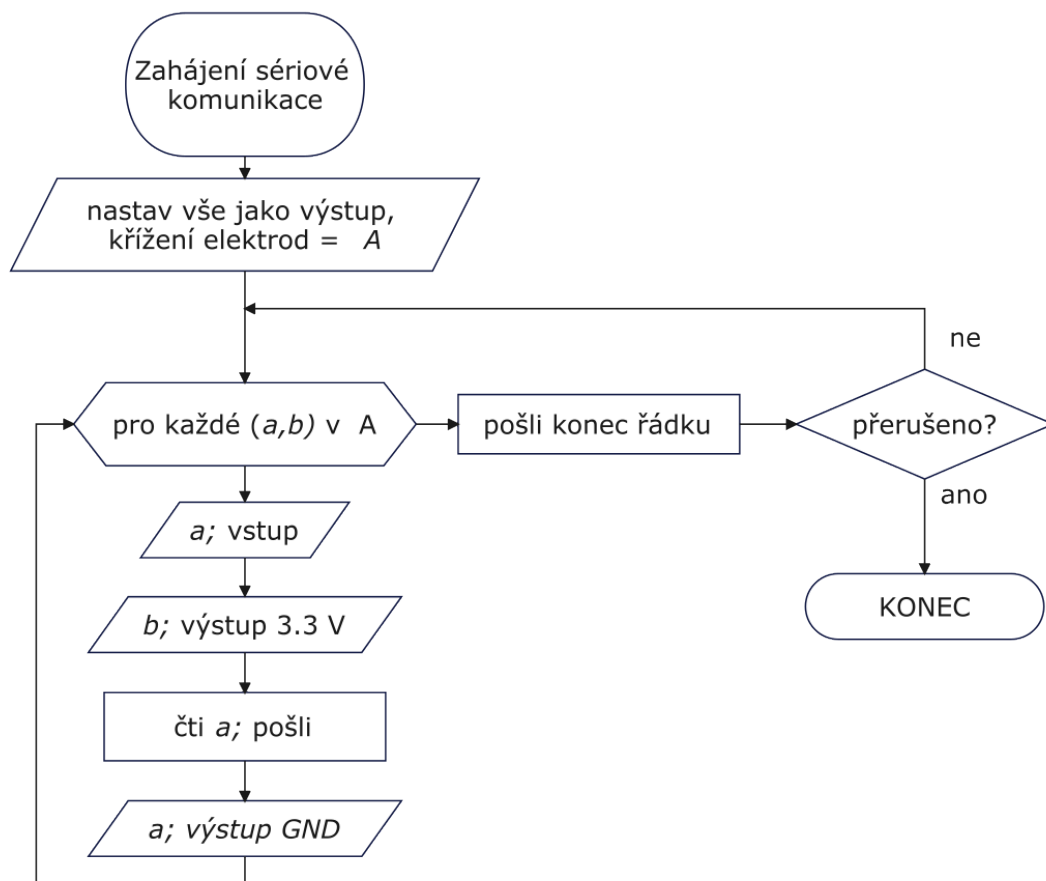
Takto vyrobený kapacitní měřič by měl mít dobré rozlišení (přesnější než 5 %) od 0,5 do 1,3 pF. Největší přesnosti dosáhneme, když se měřená kapacita bude rovnat parazitní kapacitě v Arduino [17].

O odesílání dat z Arduino se stará kód, jehož vývojový diagram je zobrazen na obrázku 3.2. Výsledkem jsou odeslané hodnoty napětí, U_{ADC} , přečtené ADC konvertorem Arduino

ze všech senzorů po řádcích. Z této hodnoty vypočítáme výslednou kapacitu jako:

$$C_s = \frac{U_{\text{ADC}} C_p}{2^{10} - 1 - U_{\text{ADC}}} \quad ,$$

kde C_s je kapacita měřeného senzoru, C_p je parazitní kapacita Arduina a $2^{10} - 1$ je maximální možná hodnota ADC konvertoru.



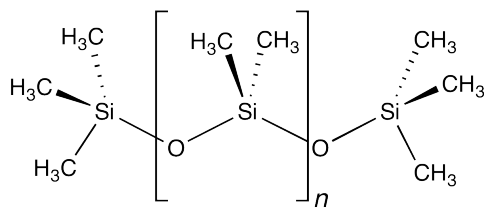
Obrázek 3.2: Vývojový diagram kódu v Arduinu

3.2 Polydimethylsiloxan

Polydimethylsiloxan (PDMS) je netoxické průhledné a elastické dielektrikum, které má vysokou odolnost vůči teplu a mechanickému namáhání. Pro jeho výborné vlastnosti nalézá široké uplatnění. Vyrábí se z něj kontaktní čočky, tmely, lubrikanty či ohnivzdorné dlaždice, je přítomný v šampónech a přidává se do některých potravin jako E900.

Komerčně se PDMS připravuje hydrolýzou dimethyldichlorsilanu [18]. Tato reakce ale produkuje kyselinu chlorovodíkovou, tudíž není vhodná pro syntézu v amatérských podmínkách.

Proto bylo využito dvousložkového PDMS Sylgard 184. To se připravuje smícháním

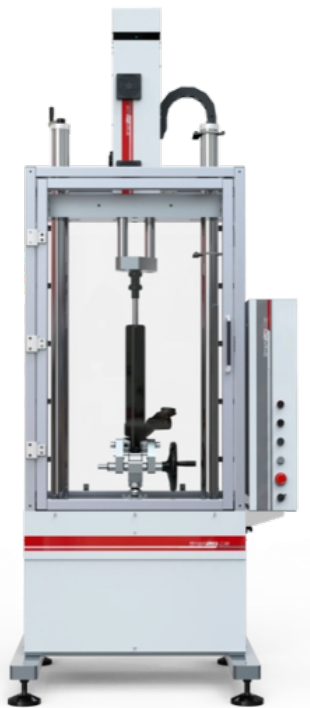


Obrázek 3.3: Vzorec PDMS

elastomeru a vytvrzovače v poměru 10:1. Pro urychlení procesu tuhnutí se vzorek vkládá do trouby na 90–100 °C.

3.3 Test mechanických vlastností materiálů

Mechanické vlastnosti byly analyzovány pomocí trhačky Step Lab EA05 na FSI VUT v Brně. Statická měření byla prováděna v rozmezí 0–1 000 N a dynamická na 10 cyklech při zátěži 200–1 000 N.



Obrázek 3.4: Trhačka Step Lab EA05 [19]

3.4 Analýza dat

Data byla ukládána ve formátu TDMS (Technical Data Management System) a CSV (Comma-separated values). Následně byla zpracována pomocí vlastních Pythonových skriptů, v nichž byly využity knihovny:

SciPy — poskytuje pokročilé nástroje pro vědecké a technické výpočty, včetně zpracování signálů, optimalizace a numerického řešení diferenciálních rovnic.

Matplotlib — umožňuje vizualizaci dat v různých formátech, jako jsou grafy, histogramy a 2D/3D vizualizace.

NumPy — slouží k efektivní práci s velkými datovými sadami a matice, zahrnuje podporu základních numerických operací.

npTDMS — používá se pro čtení a analýzu TDMS souborů, formátu používaného při ukládání experimentálních dat.

Pandas — poskytuje nástroje pro manipulaci a analýzu dat, například tvorbu tabulek, filtrování a slučování datových rámců.

3.5 Použité programy

3.5.1 Autodesk Fusion 360

Autodesk Fusion je komplexní nástroj pro 3D modelování a design, který se využívá k vytváření prototypů a simulací. Tento program byl použit pro návrh forem, které byly následně vytištěny na 3D tiskárně. Jeho výhodou je integrované prostředí pro CAD, CAM a CAE, což usnadňuje celý proces návrhu.

3.5.2 KiCAD

KiCAD je open-source software pro návrh elektronických schémat a tištěných spojů (PCB). Pro projekt byl použit k návrhu všech elektronických obvodů. Výhodou je možnost exportu Gerber souborů pro výrobu PCB a simulace elektrických obvodů.

3.5.3 Visual Studio Code

Visual Studio Code je univerzální editor kódu s rozsáhlou podporou různých programovacích jazyků a rozšíření. Byl využit pro vývoj a ladění Python kódů. Díky své přizpůsobitelnosti umožňuje snadnou integraci s dalšími nástroji a knihovnami.

3.5.4 Arduino IDE

Arduino IDE je základní prostředí pro psaní, kompilaci a nahrávání kódu do mikrokontrolérů. V tomto projektu bylo využito pro implementaci softwaru na Arduino UNO R3. Nabízí intuitivní rozhraní a knihovny, které usnadňují komunikaci s periferiemi, jako jsou tlaková čidla, a realizaci požadované funkce zařízení.

3.5.5 Inkscape

Inkscape je otevřený vektorový grafický editor, který je dostupný zdarma a poskytuje širokou škálu nástrojů pro tvorbu a úpravu vektorové grafiky. Podporuje formát SVG (Scalable Vector Graphics), což je otevřený standard pro vektorovou grafiku definovaný konsorciem W3C. Díky tomu je Inkscape kompatibilní s mnoha dalšími grafickými programy a webovými aplikacemi.

Inkscape nabízí intuitivní uživatelské rozhraní, které umožňuje snadno vytvářet a editovat různé grafické prvky, jako jsou tvary, křivky, text nebo barvy. Mezi hlavní funkce patří práce s vrstvami, podpora cest pro složité tvary a možnost importu a exportu souborů do různých formátů včetně PDF, EPS nebo PNG. Kromě toho Inkscape obsahuje pokročilé funkce, jako je práce s přechody, vzory, maskami a filtry, což umožňuje vytvořit grafiku na profesionální úrovni.

Ve své práci jsem ho využil na design některých složitějších 2D tvarů (tvar vložky, senzorová mřížka) a na kreslení grafiky a obrázků do textu této práce.

3.6 Komunikace

V mé práci byla využita sériová komunikace, což je přenos dat postupně po jednotlivých bitech. Původně byla využívána na dálkových linkách a v počítačových sítích kvůli nižším nákladům a menším synchronizačním potížím. Díky technologickému pokroku je však stále častější i na krátké vzdálenosti, protože eliminuje problémy paralelního přenosu, tedy přenosu více bitů najednou, jako jsou přeslechy a synchronizace hodin [20].

Pro komunikaci mezi Arduinem a počítačem byla prováděna skrze USB typu B. Arduino data odesílalo pomocí integrované funkce „Serial.print()“, v počítači byla následně zobrazena pomocí sériového monitoru nebo plotteru aplikace Arduino IDE. V případě potřeby hlubší analýzy dat byla data ukládána vlastním Pythonovým skriptem pomocí knihovny pySerial ve formátu CSV.

3.7 Výroba forem

Všechny formy byly vytištěny na 3D tiskárně BambuLab X1 Carbon z polykarbonátu (PC). Tento materiál byl vybrán pro jeho odolnost vůči teplotám do 110 °C, což je důležité pro výdrž při vytvrzování PDMS.

Z důvodu pokroucení forem vlivem různé tepelné roztažnosti filamentu a směsi PDMS byla finální forma přišroubována ke hliníkové desce o tloušťce 3 mm pro opakované použití.



Obrázek 3.5: 3D tiskárna Babulab X1 Carbon [21]

3.8 RMSE

RMSE (Root Mean Square Error), neboli střední kvadratická chyba, je statistická metrika používaná k měření rozdílů mezi hodnotami předpovězenými modelem a skutečnými pozorovanými hodnotami. RMSE se často používá v regresních modelech, strojovém učení a dalších oblastech pro hodnocení přesnosti modelu.

Vypočítá se jako:

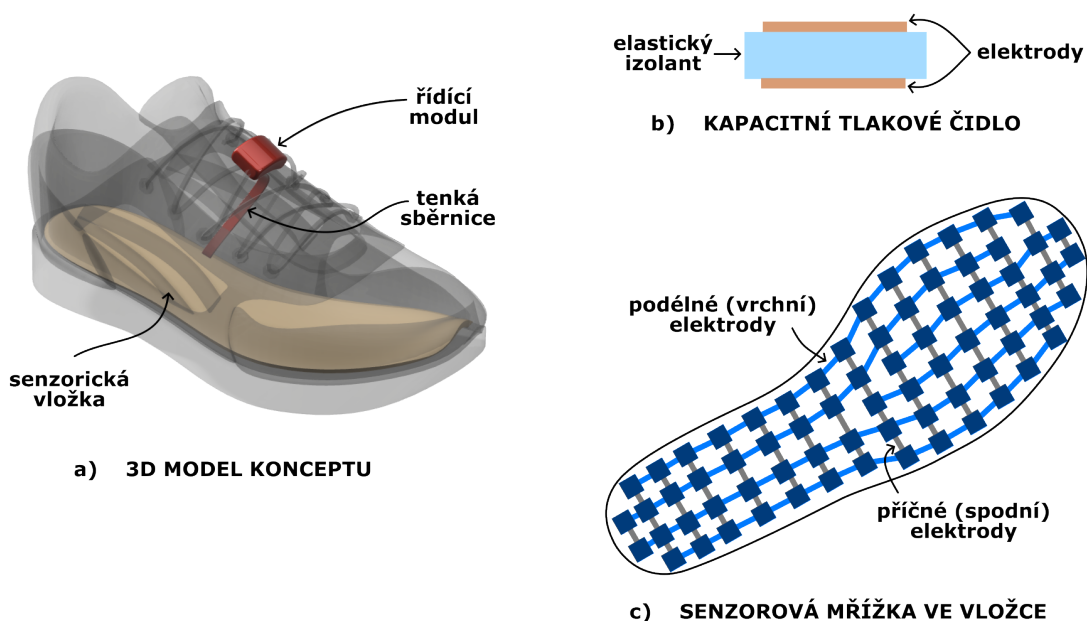
$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2} \quad ,$$

kde $(y_i - \hat{y}_i)$ rozdíl mezi skutečnou a měřenou hodnotou (v mém případě vypočítanou hodnotou) [22]. Ze vzorce tudíž vyplývá, že čím menší hodnota RMSE je, tím lépe odpovídá model měření.

4. Vývoj a výsledky

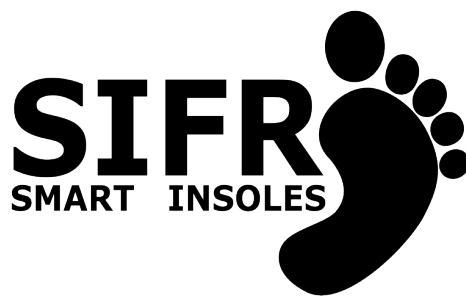
4.1 Koncept projektu

V první fázi jsem vytvořil koncept projektu. Moje chytrá vložka do bot by se měla v budoucnu skládat ze 3 základních částí: sensorické vložky, ploché sběrnice a řídicího modulu. Pro lepší demonstraci jsem vymodeloval její 3D verzi, která je vyobrazena na obrázku 4.1 a).



Obrázek 4.1: Koncept projektu

Projekt jsem pojmenoval SIFR (z anglického „Smart Insoles For Runners“). Vytvořil jsem mu i logo, které je na obrázku 4.2.



Obrázek 4.2: Logo projektu

Pro senzorickou část vložky bylo potřeba nejdříve vybrat vhodnou architekturu čidla. Ačkoliv jsem byl v první fázi velmi nakloněný využití čidel piezorezistivních, tak pro jednoduchou konstrukci a snadnou optimalizovatelnost jsem zvolil senzory kapacitní, jejichž schéma je na obrázku 4.1 b). Díky volbě vhodného dielektrika, případně úpravě jeho geometrie, lze optimalizovat rozsah i citlivost senzoru [23, 24], což je klíčové pro přesné snímání tlaku během kroku.

Kapacitní čidla také vynikají stabilním měřením. To umožňuje spolehlivou analýzu dynamických tlakových změn. Přestože vyžadují zapouzdření kvůli vlivům prostředí, dobře navržená ochrana zajistí jejich odolnost, která je potřebná pro použití v obuvi.

Další pozitivní vlastností této konstrukce je její jednoduchá škálovatelnost. Té je dosaženo díky tomu, že při vytvoření mřížky příčných a podélných elektrod na různých stranách pružného dielektrika vzniká čidlo na každé jejich intersekcii. Při optimálním rozložení pak můžeme dosáhnout počtu měřitelných bodů rovnému násobku podélných a příčných elektrod. Ukázka takového zapojení je znázorněna na obrázku 4.1 c).

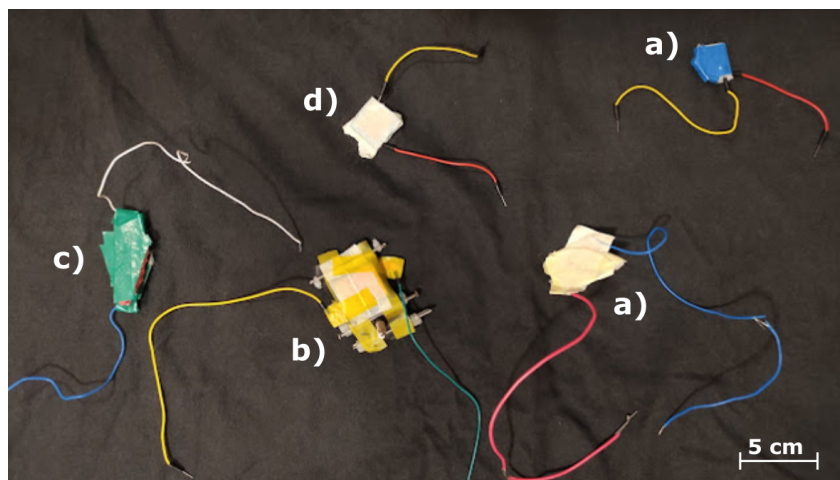
Sběrnice pro měření kapacity jednotlivých senzorů ve vložce bude vyvedena z vnitřní strany střední části chodidla. Toto umístění je výhodné, neboť nevyvíjí nepříjemný tlak na nohu v botě, a zároveň umožňuje umístění řídicí jednotky na jazyku boty, které je s pozitivním feedbackem využíváno komerčními běžeckými wattmetry [25].

Řídicí jednotka se bude v budoucnu starat o měření a kalibraci senzorů, ukládání dat, správu baterie či komunikaci s okolím. K té se předpokládá využití bezdrátové komunikace Bluetooth a WiFi či drátové pomocí USB-C.

4.2 Otestování architektury tlakových čidel

Pro otestování senzorů bylo vytvořeno několik vzorků z různých doma dostupných materiálů (viz obrázek 4.3). Na elastický materiál jsem nalepil elektrody vystřižené ze samolepicí měděné pásky. Po připájení propojovacích drátů byl provizorní tlakový senzor odizolován tak, aby odolal změně kapacity způsobené dotykem a detekoval jen tu, která

byla způsobena přiblížením elektrod. Takto vyrobená čidla pak byla testována pomocí Arduina při mačkání rukou.



Obrázek 4.3: Testovací čidla

Takto otestovanými materiály se staly: silikon a), butyl (duše od kola) b), PE pěna c), EVA pěna d) a vzduchová kapsa (z duše od kola). Ačkoliv změna kapacity byla patrná u téměř všech provizorních čidel, tak pouze u velmi měkkých materiálů (PE pěna a vzduchová kapsa) byla smysluplně velká ($\sim 5\text{--}10$ pF).

4.3 Hledání vhodného materiálu

Po úspěšném otestování použitelnosti této architektury bylo potřeba najít vhodný materiál pro výrobu elastické části senzorické vložky. Podstatnými kritérii pro výběr byly:

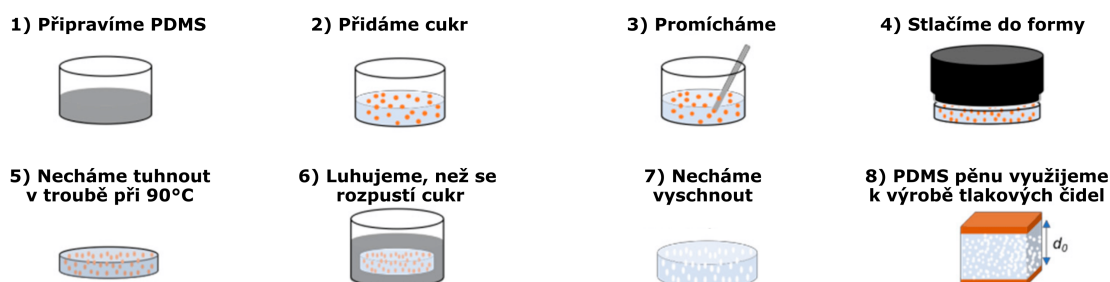
- elasticita,
- nevodivost,
- zdravotní nezávadnost,
- jednoduchost přípravy a zacházení.

Jako vhodnou volbou se ukázalo PDMS, konkrétně Sylgard 184 elastomer. Jedinou nevýhodou tohoto materiálu je jeho relativní tuhost v případě surového využití. Youngův modul tuhosti surového PDMS při vytvrzovací teplotě 100°C se udává ~ 2 MPa [26]. Mechanické vlastnosti tohoto materiálu však lze změnit třemi základními způsoby: úpravou vytvrzovacích podmínek (teploty) [26], chemicky (přidáním silikonového oleje) [27] či změnou struktury [28, 29, 30].

Pro tento projekt jsem zvolil změnu struktury jako nejvhodnější řešení.

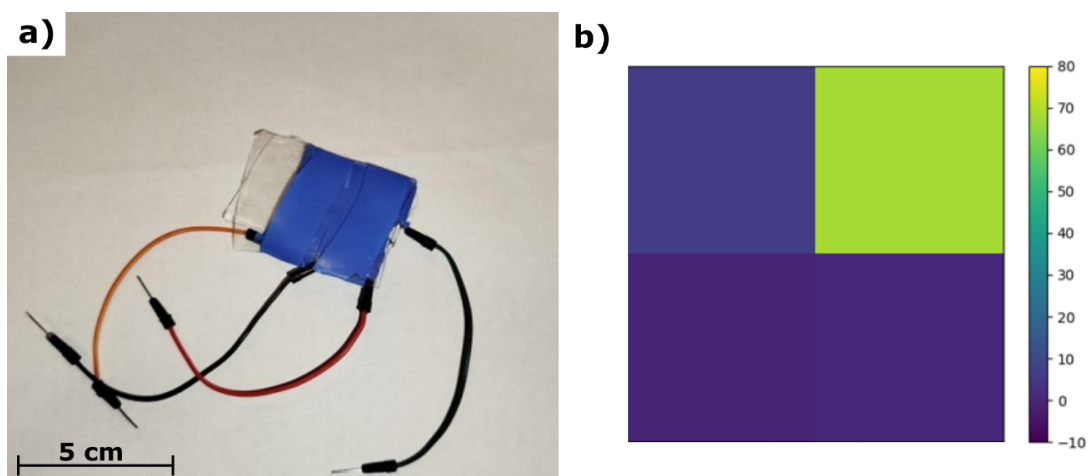
4.4 Test změny struktury PDMS

Postup výroby strukturovaného PDMS, tedy pěny, byl inspirován výzkumem týmu Sylvie Bilent z univerzity Paris-Sud [31]. Sylgard 184 elastomer se smíchá s vytvrzovačem ve standardním poměru 10:1. Po důkladném promíchání je tato směs smíchána s cukrem. Vzniklá hmota je vtlačena do formy a nechána při teplotě 90 °C k vytvrdnutí. Poté je vzorek proplachován ve vodě, než se cukr rozpustí a vyplaví. Po vyschnutí je výsledkem pórovité PDMS.



Obrázek 4.4: Postup výroby pěny ([31],upraveno)

Tento postup byl otestován vytvořením 3 vzorků s poměrem cukru krupice a PDMS 2:1. Zdárně se mi při tom podařilo vyrobit pórovité PDMS. Provizorní tlakové čidlo vyrobené stejným způsobem jako v kapitole 4.2 ze vzorku 1 vykazovalo dobré vlastnosti ($\frac{\Delta C}{C_0} \approx 200\%$). Proto jsem se rozhodl otestovat i koncept mřížky z elektrod na druhém vzorku. Na PDMS pěnu byly přilepeny 2 horizontální a z druhé strany 2 vertikální elektrody. Vše bylo následně zaizolováno izolační páskou a tenkou vrstvou PDMS, viz obrázek 4.5 a). Jejich svody jsem zapojil do pinů A0 až A3 a měřil pomocí Arduina viz podkapitola 3.1.

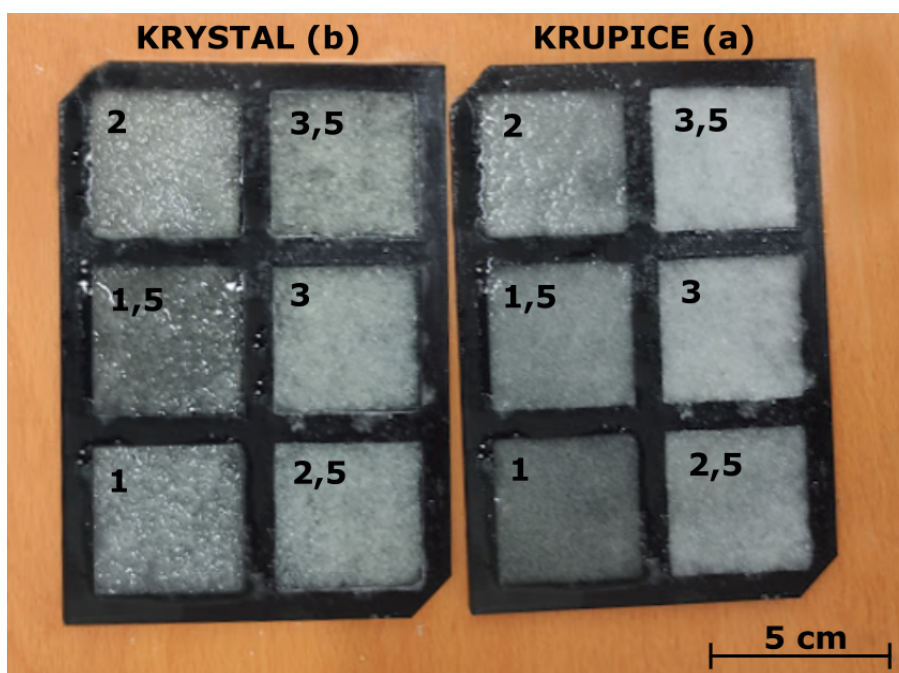


Obrázek 4.5: Otestování mřížky elektrod

Pomocí skriptu napsaného v jazyce Python byla tato data ukládána ve formátu CSV. Po úpravě z nich byla generována tlaková mapa knihovnou Matplotlib. Tento pokus potvrdil očekávání a senzorická mřížka správně reagovala na kompresi příslušného místa, viz obrázek 4.5 b).

4.5 Ladění materiálu

Komerční chytré vložky pro analýzu běhu mají obvykle měřitelný maximální rozsah zhruba 600 kPa [32, 33], a proto jsem cílil na podobné rozpětí. Pro nalezení ideálního složení cukr:PDMS jsem vytvořil 12 vzorků, 6 s cukrem krystal a 6 s cukrem krupicí, v poměru $\frac{m_{\text{cukr}}}{m_{\text{PDMS}}} \in \{1; 1,5; 2; 2,5; 3; 3,5\}$. V programu Autodesk Fusion 360 jsem navrhl formu pro 6 vzorků, která byla vytištěna z polykarbonátu na tiskárně Bambu Lab X1C Carbon. Rozměry jednoho vzorku byly $(30 \times 30 \times 3)$ mm. Po přípravě byly jejich me-



Obrázek 4.6: Vzorky ve formě před vytvrdnutím

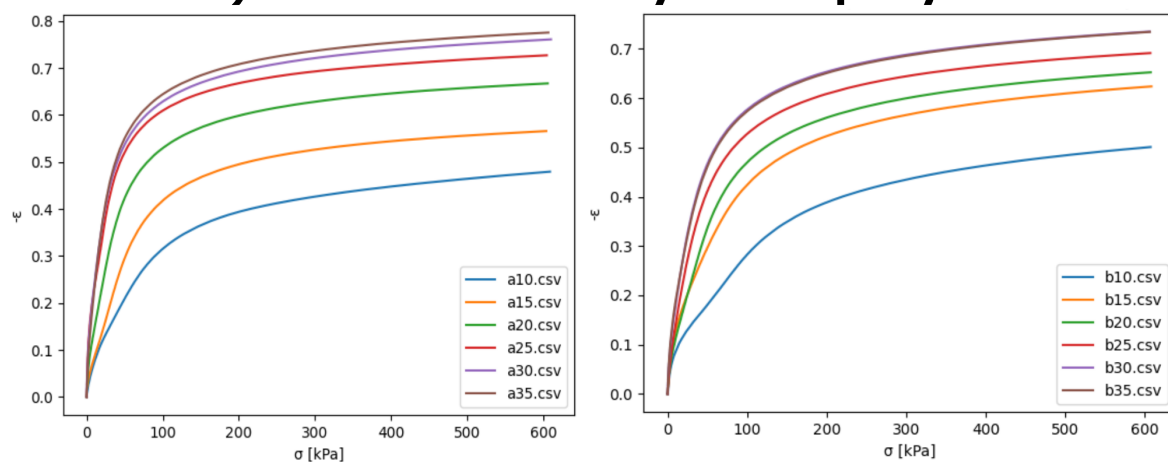
chanické vlastnosti v tlaku otestovány lineárním zvyšováním zátěže z 0 na 1 000 N se snímací frekvencí 100 Hz a 10 cykly dynamického zátěžového testu v rozmezí 200–1 000 N se snímací frekvencí 400 Hz. Proto při měření vzniklo 100 MB dat.

Výsledná data ve formátu TDMS jsem zpracoval v Pythonu pomocí knihoven (Pandas, SciPy, Matplotlib) do grafů závislosti normálového napětí na relativním prodloužení, viz grafy 4.7 a)¹ a b)².

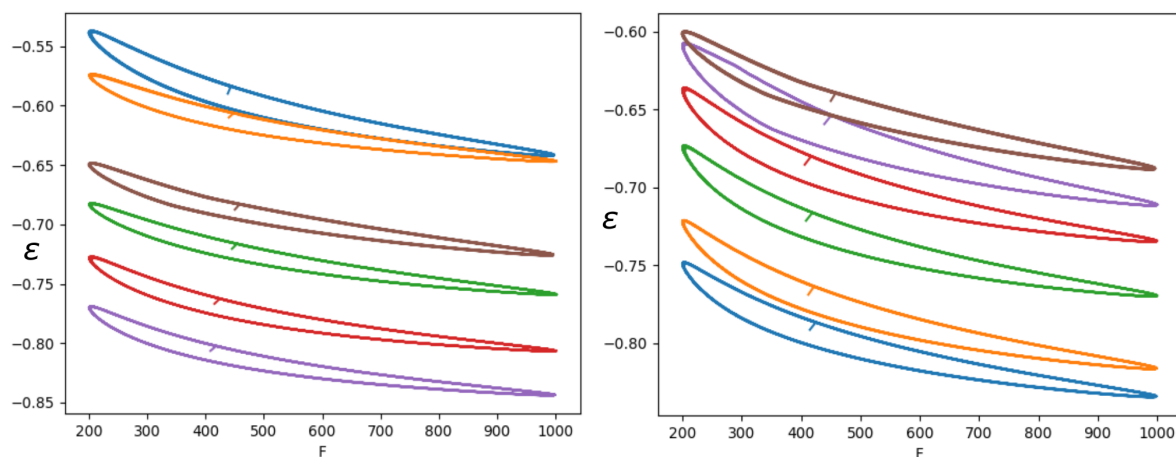
¹V průběhu zátěžového měření nejměkčích vzorků vyrobených pomocí cukru krystal bylo zjištěno, že jejich data jsou téměř identická. Buď tedy byly vyrobeny ve stejném poměru, nebo byl dvakrát změřen jeden vzorek.

²Při měření hysterzích nebyla známa přesná tloušťka materiálů, a proto jsou křivky zpětně dopasovány do grafu. Hysterzní křivka tedy nemá přesné hodnoty relativního prodloužení. Jelikož smysl měření spočíval v testu opakovatelnosti, tak opakování měření nebylo potřeba.

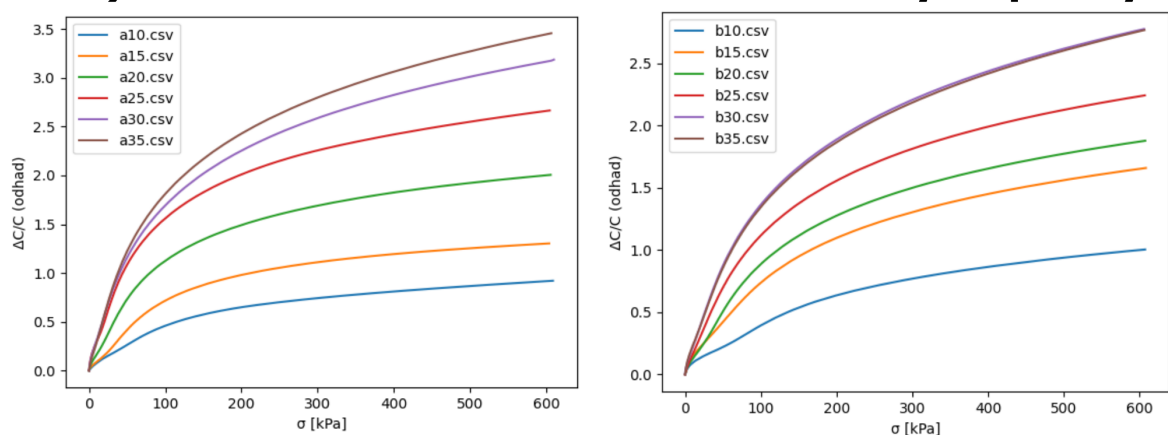
a) deformační křivky PDMS pěny



b) hysterzní křivky PDMS pěny



c) odhadovaná křivka relativní změny kapacity

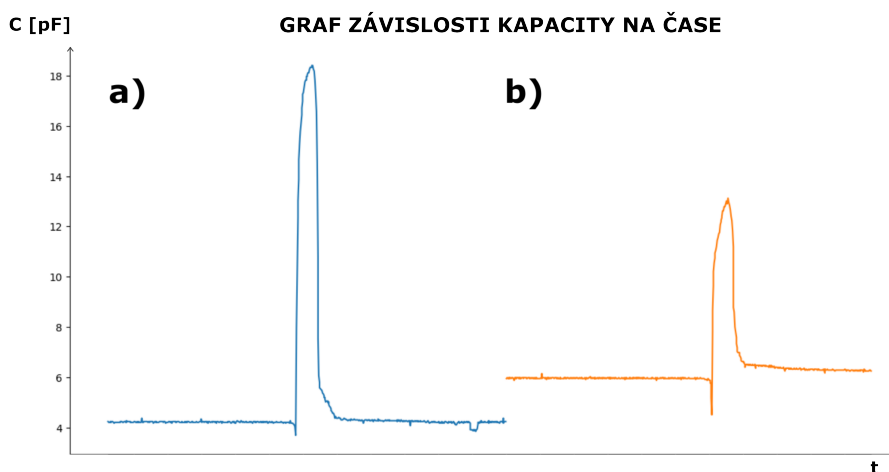


a= krupice, b=krystal, n/10=cukr/PDMS .csv

Obrázek 4.7: Výsledné grafy

Zanedbáme-li změnu permitivity, která nastane vlivem zmáčknutí pórů v materiálu, dostaneme křivky vyobrazené v grafu 4.7 c).

Grafy ukázaly, že původní předpoklad, který spočíval v tom, že póry měkčích materiálů budou dříve stlačeny, se ukázal jako nesignifikantní. Rozdělíme-li si křivku na tři části, zjistíme, že nejdříve se materiál chová přibližně lineárně, následně přechází do přechodové části a nakonec, po plném zmáčknutí všech pórů, se všechny vzorky chovají stejně, opět lineárně.

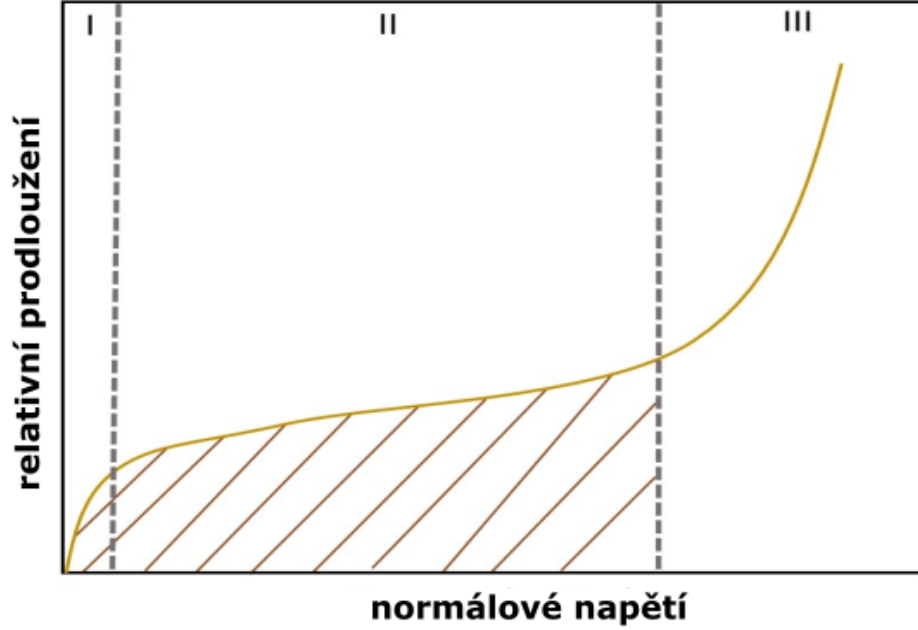


Obrázek 4.8: Porovnání různých vzorků při došlapu

Vzhledem k tomu, že nejměkčí materiál je stlačen nejvíce a elektrody jsou pak blíže u sebe, je změna kapacity při stlačení větší. Nejlepším testovaným materiálem pro mé využití je tudíž nejměkčí materiál. Ačkoliv vzorky připravované pomocí cukru krystal vykazovaly mírně lepší vlastnosti při zatěžování, když již jsou póry stlačeny, tak pro větší pevnost vzorků při práci s cukrem krupicí jsem zvolil vzorek s ním s poměrem $\frac{m_{\text{cukr}}}{m_{\text{PDMS}}} = 3,5$. Znatelný rozdíl mezi materiály ukazuje obrázek 4.8, na kterém je porovnání vzorků vyrobených z cukru krupice v poměrech 3,5:1 a) a 1,5:1 b) při měření kapacity v průběhu došlapu na vzorky. Hysterzní křivka vzorků slibuje dobrou opakovatelnost, ale další testování s násobně větším počtem opakování by bylo nezbytné pro přesnější stanovení životnosti materiálu.

4.6 Matematický model pórovitého PDMS

Obvyklá křivka závislosti normálového napětí na relativním prodloužení pěn polymerů je vyobrazena na obrázku 4.9. Jelikož jsem nenašel nějaký obecný vzorec, který by jednoduše popisoval deformační křivku polymerních pěn, tak jsem se rozhodl vytvořit vlastní matematický model popisující $\frac{\Delta C}{C_0}$.



Obrázek 4.9: Typická deformační křivka polymerových pěn ([34], upraveno)

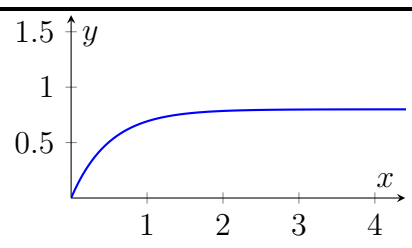
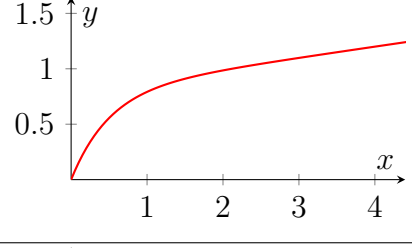
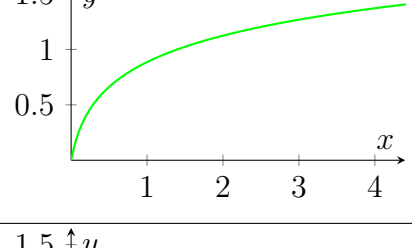
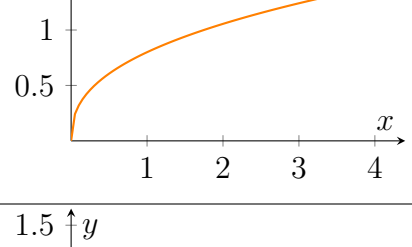
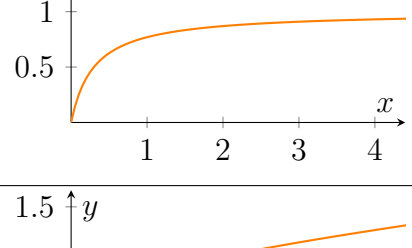
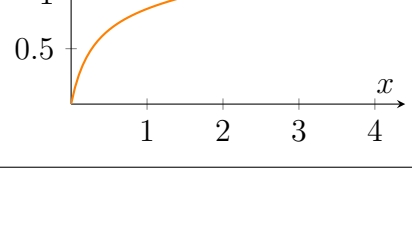
Pro popsání $\frac{\Delta C}{C_0}$ se nabízí použít model ze studie Sylvie Bilent *et al.* [31], kde doporučují popsat model vzorcem:

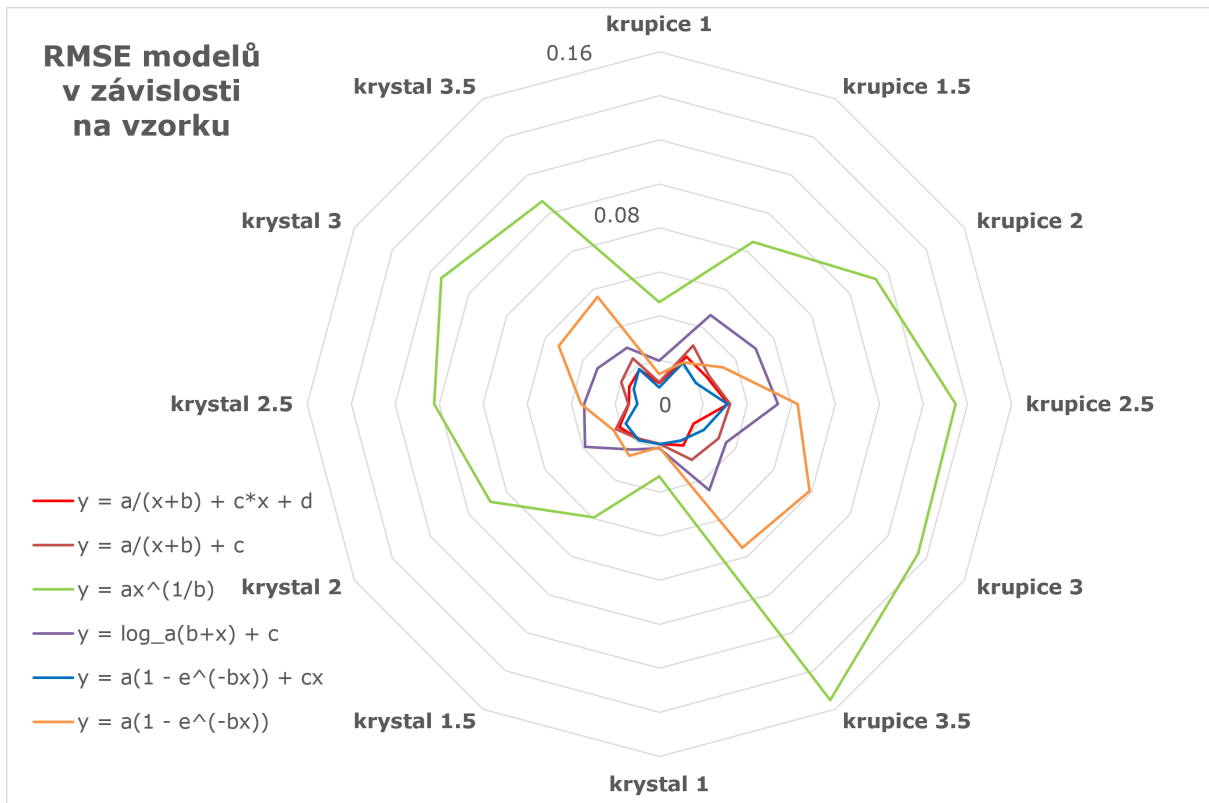
$$\frac{\Delta C}{C_0} = \frac{\Delta C_{\max}}{C_0} (1 - e^{-\frac{p}{p_c}}) \quad ,$$

kde p je tlak v kPa, a p_c je tlak, ve kterém je $P_c = (1 - e^{-1}) \frac{\Delta C_{\max}}{C_0} \approx 63\% \frac{\Delta C_{\max}}{C_0}$. Nevýhodou tohoto postupu je, že model čidlo dobře vystihuje pouze do $3 P_c$, což v mém případě není dostatečné, neboť pro využití v SIFRu musí být hledaná funkce výstižná minimálně do 600 kPa.

Další snadnou možností by bylo použít polynomiální regresi. Pro prvních 10 stupňů však nebylo počítačově nalezeno žádné uspokojivé řešení. Proto jsem si vytypoval 6 funkcí, obvykle lehce modulovaných základních, $(a, b, c, d \in \mathbb{R})$ které jsou v tabulce 4.1.

Tabulka 4.1: Vytypované funkce

typ funkce	vzorec	graf	⊗RMSE
exponenciální	$y = a(1 - e^{-bx})$	 A graph of the function $y = a(1 - e^{-bx})$ on a coordinate system. The x-axis is labeled from 1 to 4, and the y-axis is labeled from 0.5 to 1.5. The curve starts at the origin (0,0) and increases, approaching a horizontal asymptote at $y = a$ (approximately 0.8).	0,042
exponenciální s lineárním členem	$y = a(1 - e^{-bx}) + cx$	 A graph of the function $y = a(1 - e^{-bx}) + cx$ on a coordinate system. The x-axis is labeled from 1 to 4, and the y-axis is labeled from 0.5 to 1.5. The curve starts at the origin (0,0) and increases, showing a combination of exponential growth and linear growth.	0,018
logaritmická	$y = \log_a(b + x) + c$	 A graph of the function $y = \log_a(b + x) + c$ on a coordinate system. The x-axis is labeled from 1 to 4, and the y-axis is labeled from 0.5 to 1.5. The curve starts at the origin (0,0) and increases, showing a logarithmic growth pattern.	0,036
iracionální	$y = ax^{\frac{1}{b}}; b \in (1, \infty)$	 A graph of the function $y = ax^{\frac{1}{b}}; b \in (1, \infty)$ on a coordinate system. The x-axis is labeled from 1 to 4, and the y-axis is labeled from 0.5 to 1.5. The curve starts at the origin (0,0) and increases, showing a power-law growth pattern.	0,098
posunutá hyperbola	$y = \frac{a}{x+b} + c$	 A graph of the function $y = \frac{a}{x+b} + c$ on a coordinate system. The x-axis is labeled from 1 to 4, and the y-axis is labeled from 0.5 to 1.5. The curve starts at the origin (0,0) and increases, showing a hyperbolic growth pattern.	0,023
posunutá hyperbola s lineární asymptotou	$y = \frac{a}{x+b} + cx + d$	 A graph of the function $y = \frac{a}{x+b} + cx + d$ on a coordinate system. The x-axis is labeled from 1 to 4, and the y-axis is labeled from 0.5 to 1.5. The curve starts at the origin (0,0) and increases, showing a combination of hyperbolic growth and linear growth.	0,02



Obrázek 4.10: Paprskový diagram závislosti RMSE modelů na vzorku

V pythonu jsem následně naprogramoval skript, který pomocí funkce „curve_fit“ z knihovny SciPy tyto funkce napasoval na data a následně vypočítal RMSE (Root Mean Square Error). Výsledky ukazují, že nejpřesněji data modelují funkce: $y = \frac{a}{x+b} + cx + d$ (průměrné RMSE= 19.6×10^{-3}) a $y = a(1 - e^{-bx}) + cx$ (průměrné RMSE= 18.2×10^{-3}) viz tabulka 4.1 a paprskový diagram na obrázku 4.10 (vzorky jsou pojmenovány typem cukru a poměrem $\frac{m_{\text{cukr}}}{m_{\text{PDMS}}}$).

Myslím si, že oba dva modely jsou velmi dobře použitelné. Pro úplnost si ale volím ten přesnější, tedy exponenciální s lineárním členem. Upravme:

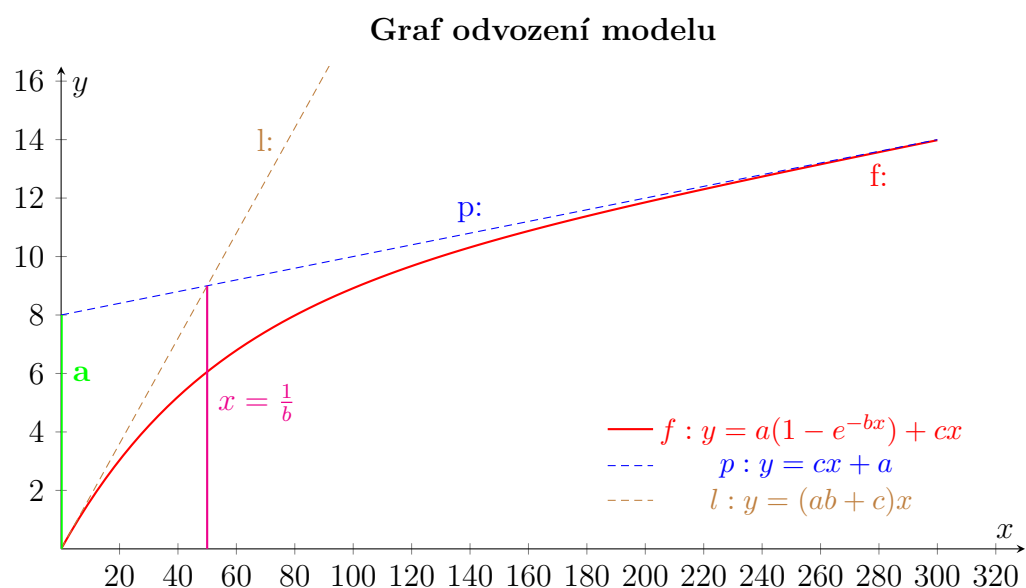
$$f(x) : y = a(1 - e^{-bx}) + cx$$

$$f(x)' : y = abe^{-bx} + c$$

$$\lim_{x \rightarrow \infty} f(x)' = c \Rightarrow p : y = cx + a$$

$$f(0)' = ab + c \Rightarrow l : y = (ab + c)x$$

což můžeme zanést do grafu, viz obrázek 4.11.



Z grafu modelu můžeme odvodit fyzikálnější zápis funkce, tedy:

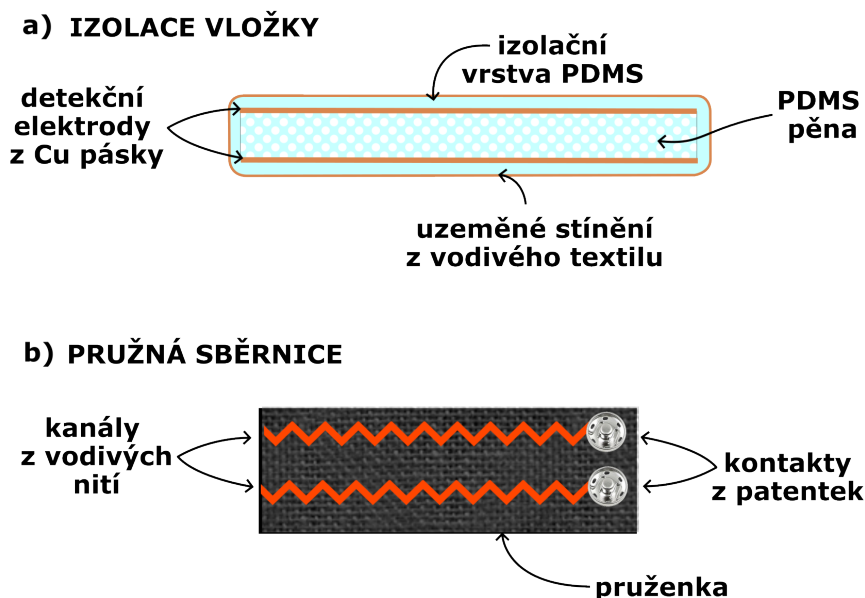
$$\frac{\Delta C}{C_0} = \left(\frac{\Delta C_{\max}}{C_0} - \beta p_{\max} \right) (1 - e^{-\frac{p}{k}}) + \beta p \quad ,$$

kde p je hledaný tlak $[Pa]$, $\frac{\Delta C}{C_0}$ je relativní nárůst kapacity, β je konstanta vyjadřující směrnici tečny v ∞ $[Pa^{-1}]$, k je tlak pod průsečíkem tečny v 0 a tečny v ∞ $[Pa]$. V nej-jednodušším případě může být model zkalibrovaný 3 body se známým tlakem i kapacitou, pomocí soustavy 3 rovnic o 3 neznámých. Pro dosažení vyšší přesnosti doporučuji aplikovat regresi výsledné funkce na širší množinu dat, čímž se minimalizují chyby.

Výhodou matematického modelu je, že po zkalibrování čidel budeme moci senzory číst s pomocí jedné funkce se 3 uloženými parametry, což je méně paměťově i komputačně náročné.

4.7 První pokus o výrobu prototypu SIFRu

Pro správné fungování vložky bylo potřeba navrhnout dobrou izolaci tlakových senzorů. Možným řešením je obalit sensorickou část v tenké vrstvě PDMS, protože se jedná o velmi dobré dielektrikum. Obalíme-li poté vložku ještě v uzeměné vodivé textilii, získáme perfektní odolnost vůči vnějším vlivům (obr. 4.12 a)).

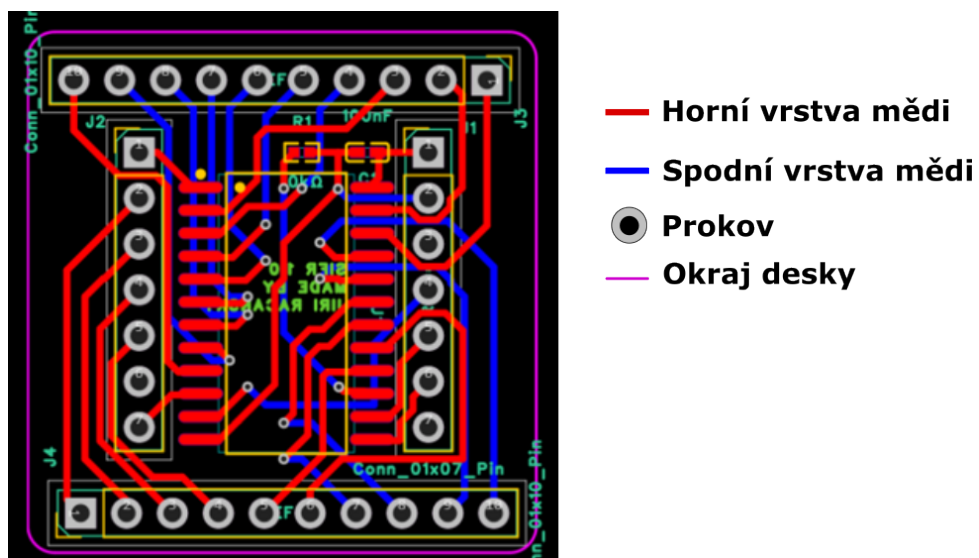


Obrázek 4.12: Návrh izolace a pružné sběrnice

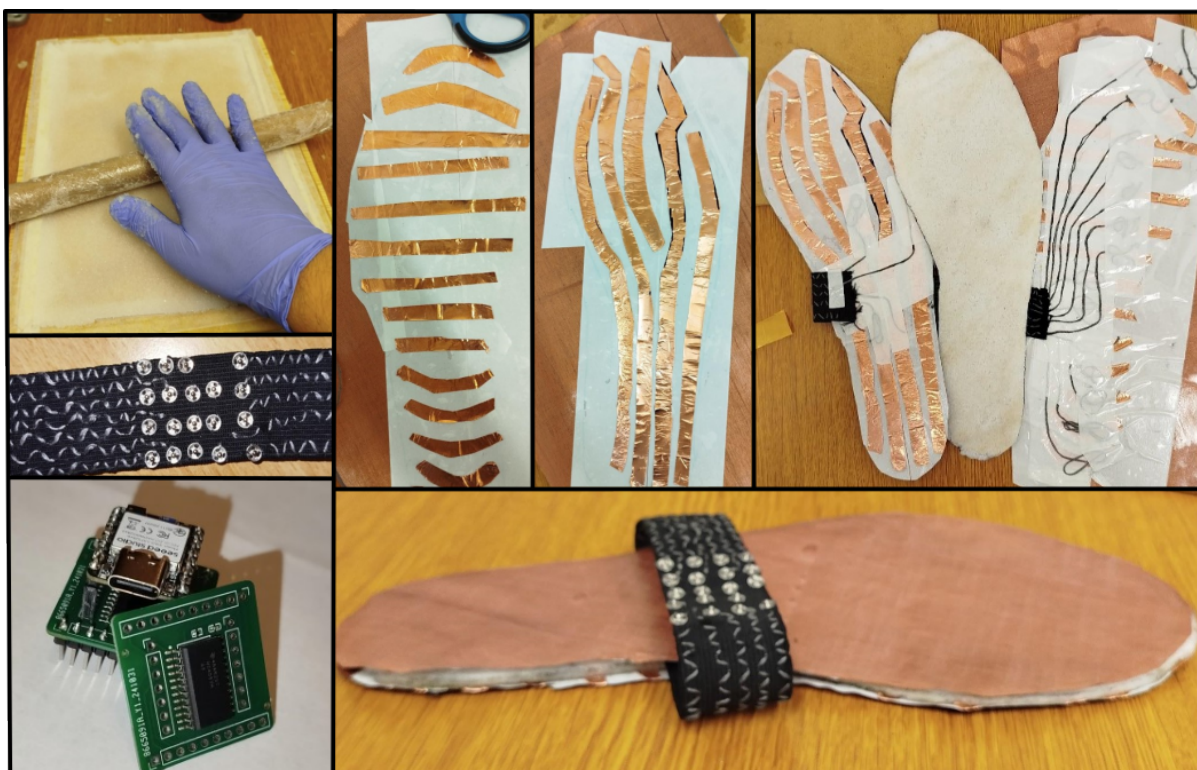
Pro svedení elektrod ze sensorické mřížky jsem navrhl pružné svody, díky nimž bude možné vložku nosit v botě pohodlně, viz obr. 4.12 b). Jelikož jsem chtěl miniaturizovat řídicí jednotku, pořídil jsem Seeed XIAO nrf52840, pro které jsem navrhl vlastní DPS (desku plošných spojů) s multiplexorem jakožto takzvaný HAT (hardware attached on top), blíže viz obrázek 4.13.

Nejdříve jsem vyrobil plát tenkého pórovaného PDMS. Vodivou textilií jsem zalil tenkou vrstvičkou PDMS, abych vytvořil izolační vrstvu. Textilie i PDMS pěna byla nastříhána na požadovaný tvar a velikost. Jelikož jsem si nebyl úplně jistý, zda je stínící fólie zcela odizolována, tak jsem ji pro jistotu polepil oboustrannou lepicí páskou. Následně jsem nalepil elektrody tak, aby tvořily mřížku. Našil jsem vodivé dráhy na pruženku a všechny vodivě spojil s příslušnými elektrodami v budoucí vložce. Lepené plochy jsem potřel tenkou vrstvou PDMS a slepil vložku dohromady. Postup výroby je zdokumentován na obrázku 4.14.

Bohužel PDMS pěna nasála všechnu hmotu určenou k lepení, čímž byla zničena. Zároveň jsem při testech desky Seeed XIAO nrf52840 zjistil, že její architektura ne-



Obrázek 4.13: Vlastní DPS pro Multiplexor



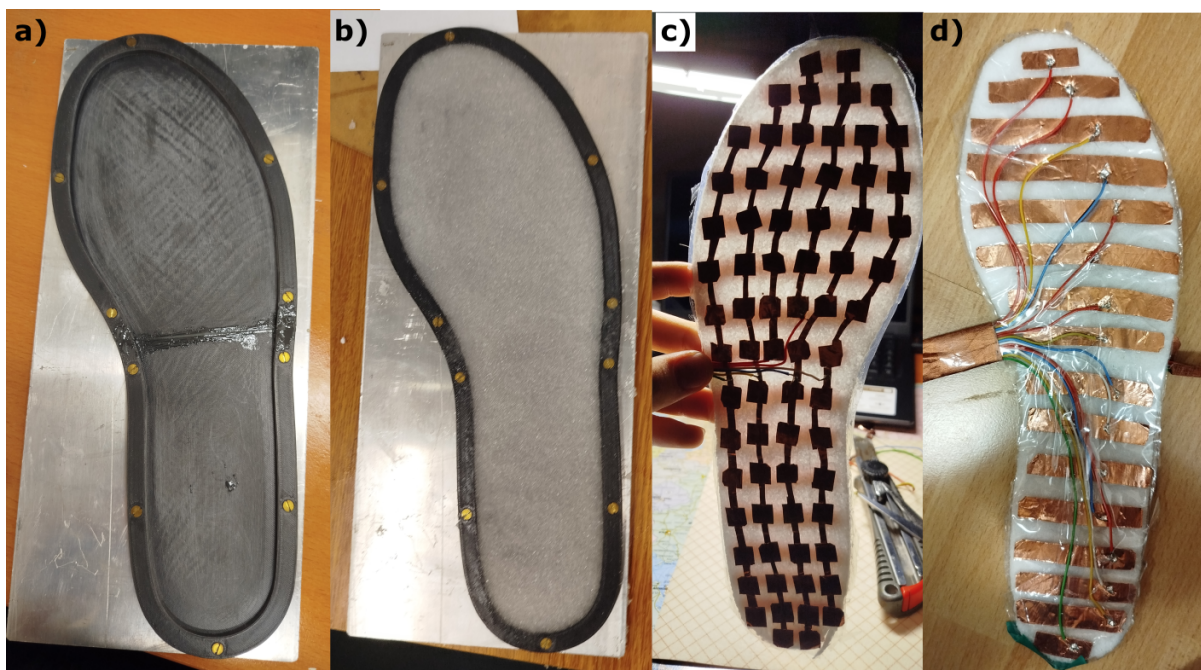
Obrázek 4.14: Fotodokumentace výroby vložky

umožňuje měření kapacity stejným způsobem jako deska Arduino Uno. Proto bude potřeba v budoucnu nadesignovat vlastní řídicí jednotku optimalizovanou na měření kapacity. Měla by také umožnit bezdrátovou komunikaci, ukládání dat a také disponovat IMU jednotkou a větším uložištěm.

4.8 Výroba senzorické části vložky

Jelikož první prototyp SIFRu nebyl úspěšný, rozhodl jsem se zvolit odlišný postup výroby. Na 3D tiskárně byla vytištěna forma z polykarbonátu, která byla následně připevněna na hliníkový plech, aby se vlivem tepla nezkroutila. Výhoda použití formy oproti minulému postupu je její větší šetrnost, neboť je pěna připravena v požadovaném tvaru (obr. 4.15 a) a b))

Následně jsem připravil pórovité PDMS, které jsem pomocí žehličky zatavil v potravinářské fólii. Na plotteru jsem vyřízl tvar elektrod a přilepil je na vložku. K vložce jsem připájil svody (obr. 4.15 c) a d)) a pomocí multiplexoru připojil k Arduino.

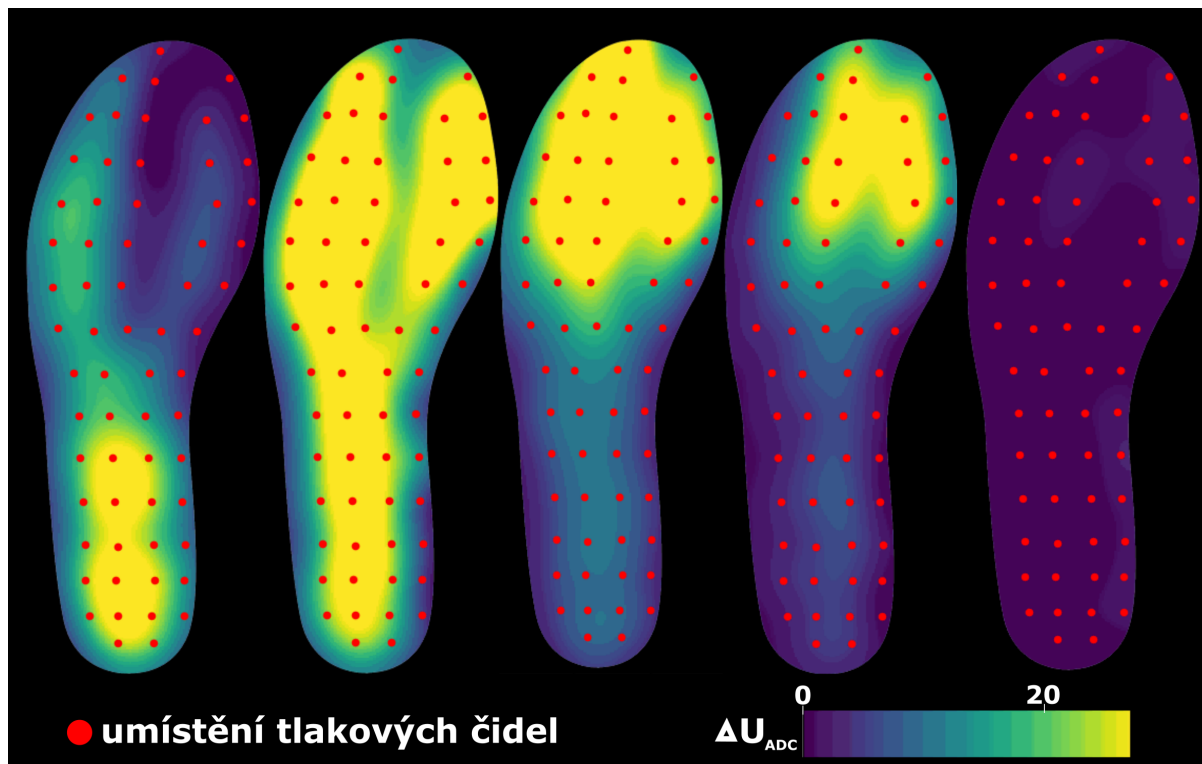


Obrázek 4.15: Výroba senzorické části vložky

Arduino jsem naprogramoval tak, aby umělo ovládat multiplexor a odesílat měřené hodnoty jednotlivých kanálů. V Pythonu jsem potom naprogramoval 3 skripty. První umožňuje ukládat naměřená data z Arduino do CSV. Druhý slouží ke generování mapy ukazující velikost měřeného napětí a třetí ke generování mapy naměřených hodnot v reálném čase.

Generování tlakové mapy funguje následovně. Data z Arduino jsou pomocí souřadnic

čidel transformována do velké matice. Tuto matici interpolujeme pomocí knihovny SciPy. Jako metodu jsem vybral lineární interpolaci, jelikož je nejrychlejší. Následně je matice zobrazena v barevné škále pomocí knihovny Matplotlib a oblast vložky je vymezena rámečkem.



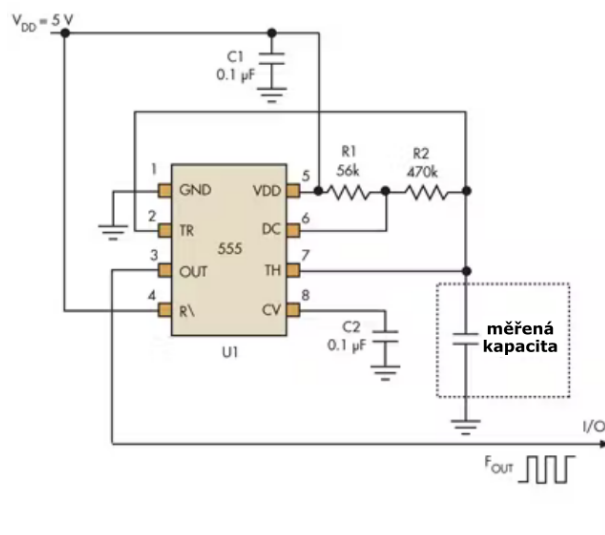
Obrázek 4.16: Tlakové mapy průběhu kroku

Na obrázku 4.16 jsou vyobrazeny tlakové mapy vygenerované pomocí výše zmíněného kódu. Jelikož senzory nejsou zkalibrované, tak generování hodnot probíhá z rozdílu ADC hodnoty napětí získaného při měření kapacity pomocí Arduina. Bohužel kvůli omezenému množství vstupů Arduina nebylo možné měřit všechny senzory na vložce, a proto je nejkratší řada vynechána.

4.9 Měřicí obvod

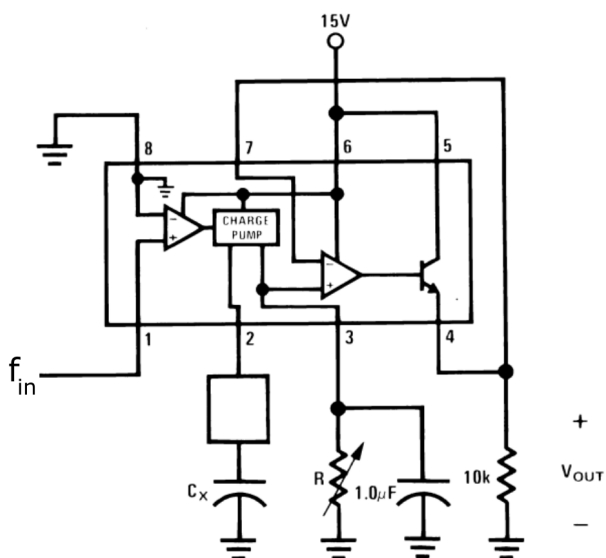
Pro budoucí využití SIFRu jako sporttesteru je nutné navrhnout měřicí obvod. Ten by měl být přitom rychlý, spolehlivý a jednoduše připojitelný k procesoru. Zároveň by bylo ideální, kdyby měl nízkou spotřebu.

Jednoduchým a často používaným způsobem je využití 555-timeru. Pomocí obvodu vyobrazeného na obrázku 4.17 je možné převést kapacitu na frekvenci impulzů, kterou lze změřit. Tento způsob měření je ale pomalý, neboť pro dobrou přesnost je potřeba spočítat co nejvíce impulzů, aby bylo možné určit jejich přesnou frekvenci.



Obrázek 4.17: Kapacitní měřič pomocí 555-timeru ([35], upraveno)

Ideálním řešením se jeví systém, jenž by převáděl kapacitu na napětí, které by mohlo být měřeno pomocí ADC převodníku, neboť je integrován ve velkém množství procesorů. Tento přístup umožňuje například mikrokontrolér LM2917, který využili Arshad *et al.* v jejich designu [36], z něhož ten můj vychází.



Obrázek 4.18: LM2917 v užití jako převodník kapacity na napětí ([36], upraveno)

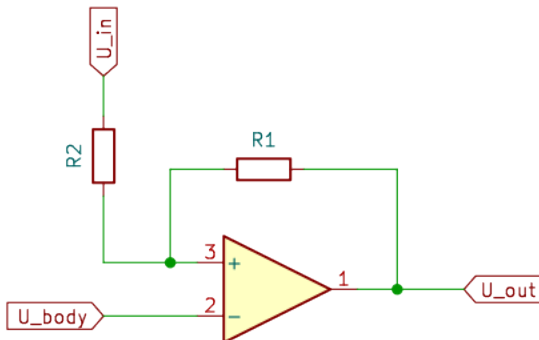
Integrovaný obvod LM2917 je znázorněn na obrázku 4.18. Napětí U_{body} vycházející z „charge pump“ se vypočítá jako:

$$U_{body} = f_{in} \times U_{in} \times R \times C_x \quad .$$

Jedná se tedy o jednoduchou lineární závislost, jelikož je zamýšleno, že f_{in} a U_{in} budou při používání konstantní.

Ačkoliv LM2917 je navržen pro použití do 10 V, tak můžeme předpokládat, že v řídicí jednotce SIFRu bude nejjednodušší použít 5 V. Za f_{in} si můžeme zvolit třeba 2 kHz. Předpokládáme-li, že $U_{in} = U_{out}$ pro nejvyšší možnou měřenou kapacitu, pak při maximální kapacitě 200 pF musí být R rovno:

$$R = \frac{1}{C_x \times f_{in}} = \frac{1}{2 \times 10^{-10} \times 2000} = 2.5 \text{ M}\Omega \quad .$$



Obrázek 4.19: Integrovaný komparátor

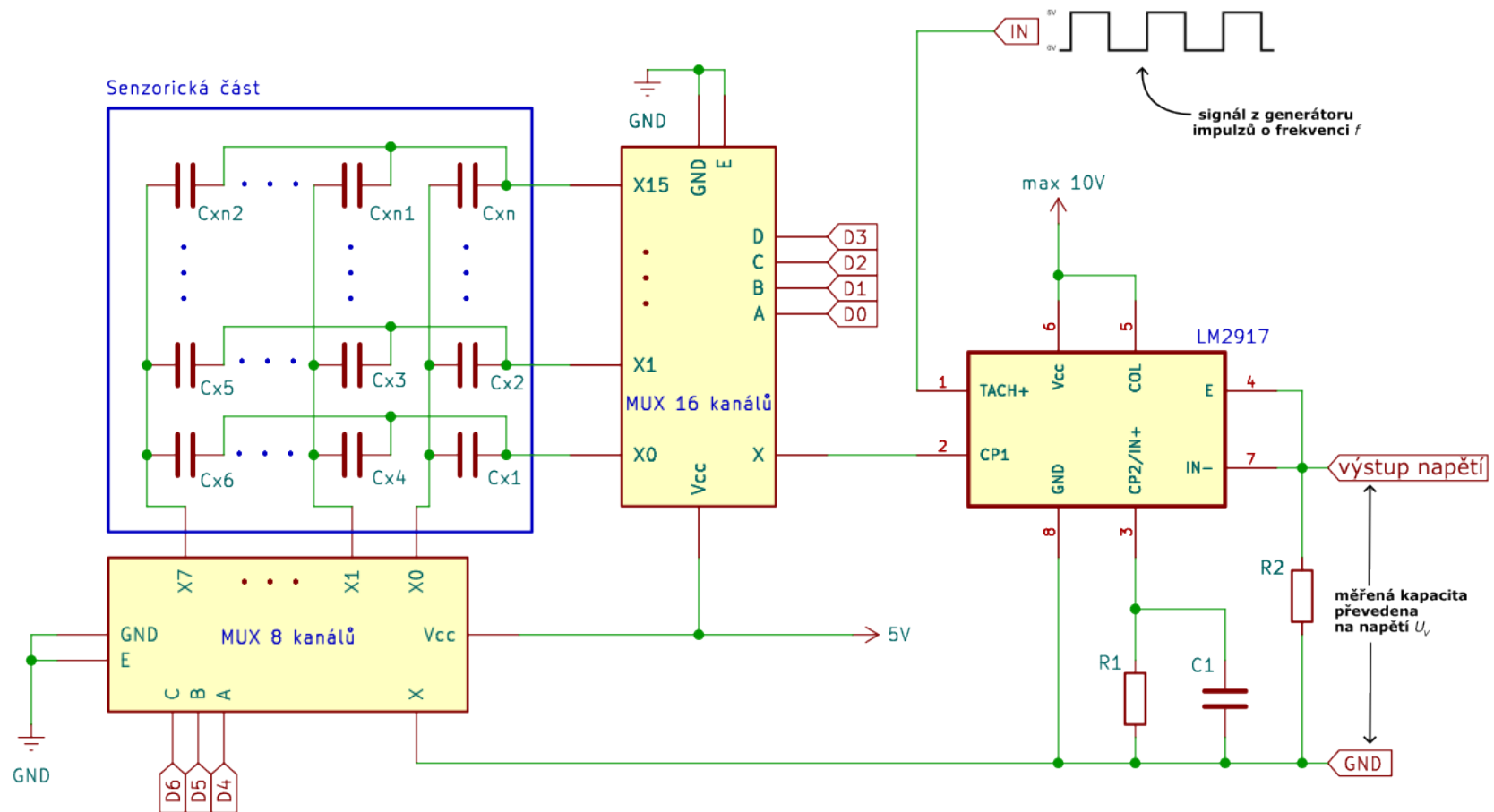
Pro stabilní výstupní napětí je signál v čipu upravován pomocí komparátoru (obrázek 4.19). Zároveň je vedle rezistoru R připojena dolní propust. Výstupní napětí proto musíme psát jako:

$$U_{out} = U_{body} \left(\frac{R_1 + R_2}{R_2} \right) - U_{in} \frac{R_1}{R_2}$$

$$a = (f_{in} \times U_{in} \times R) \left(\frac{R_1 + R_2}{R_2} \right), b = U_{in} \frac{R_1}{R_2}$$

$$U_{out} = aC_x - b$$

Oproti výše zmíněné studii [36] jsem do místa jednoho měřeného kapacitního čidla přidal senzorovou mřížku. Aby bylo možné jednotlivé senzory měřit, je nutné přidat 2 multiplexory, ovládané digitálními vstupy D0-D6, pomocí kterých můžeme vybrat 2 elektrody, mezi nimiž bude kapacita změřena, viz obrázek 4.20. Obvod nedisponuje impulsním generátorem, protože většina procesorů, která se pro nositelnou elektroniku používá, ho má již integrovaný. Případně je možné sestavit jednoduchý pulzní generátor pomocí 555-timeru. Pomocí LM2917 je kapacita převedena na napětí, které můžeme číst pomocí ADC převodníku z „výstupu napětí“ (obr. 4.20).



Obrázek 4.20: Navržený design převodníku kapacity na napětí

5. Diskuze

Ve své práci SOČ jsem představil svůj koncept chytrých vložek, které by se v budoucnu mohly stát úplně novou kategorií nositelné elektroniky, jelikož existuje veliký potenciál jejich využití. Při propojení s uživatelsky přívětivým rozhraním mohou pokročilé analytické nástroje, pravděpodobně na bázi umělé inteligence, poskytnout nadšeným sportovcům zajímavá data o ergonomii běhu, doporučit personalizovaný trénink, odhalit riziko vzniku zranění či monitorovat ortopedické vady.

Další velmi podstatnou oblastí využití je telemedicína, kde chytré vložky mohou lékařům poskytovat cenné informace o současném zdravotním stavu jejich pacientů, a tak včas detekovat možná rizika. Například u pacientů se syndromem diabetické nohy, kdy při pozdní detekci neprokrvení nohy je nutná její amputace [37].

V práci jsem srovnal současné komerčně dostupné senzorické vložky a identifikoval jejich nedostatky. Z rešerše vyplývá, že na trhu zatím neexistuje produkt, který by sloužil primárně k uživatelskému sledování aktivity a zároveň by disponoval dostatečným počtem senzorů pro podrobné monitorování plantárního tlaku. V závěrečné části vypracovávání této práce se na americkém Kickstarteru objevil produkt velmi podobný SIFRu s názvem STRIV, který má vyjít v průběhu roku 2025 [38]. Jelikož v současné chvíli není prodejný, nemůžu ho nyní považovat za relevantní.

Navrhl jsem proto lehce škálovatelný systém detekce tlaku pro využití v těchto vložkách. Na základě srovnání metod měření mechanického tlaku jsem vybral kapacitní tlaková čidla. Podobné architektury k návrhu vlastní chytré vložky využili i například Luna-Perejon *et al.* (2023) [39] nebo Tao *et al.* (2020) [40]. Kapacitních tlakových senzorů také využívají komerční senzorické vložky značky Pedar [32]. Rozhodujícím faktorem při výběru byla jejich spolehlivost.

Podobně jako ve dříve zmíněné studii Silvie Bilent *et al.* (2018) [31] jsem se rozhodl využít hierarchicky pórované PDMS pěny. Je vysoce pravděpodobné, že i přes velmi slibné výsledky tohoto přístupu pravděpodobně existují materiály, které jsou pro toto užití vhodnější, nebo mají efektivněji navrženou geometrii. Díky tomu mají jednodušší

deformační křivku. Linearity čidel se pokusila docílit studie Jianga a Shenga (2024) [41] pomocí dielektrika s mikrostrukturou na povrchu. Jejich rozsah měření byl ale přitom 0–60 kPa.

Mezi výhody mého materiálu je jeho měkkost, díky níž materiál absorbuje část energie dopadu a sníží tak sílu působící na nohu. Z hystereze vyplývala i jeho dobrá opakovatelnost, i když pro relevantnější výsledky by bylo potřeba otestovat jeho životnost při několikanásobně větším počtu cyklů.

Pro rychlejší kalibraci a následnou nižší datovou náročnost jsem porovnal 6 matematických funkcí s podobným tvarem jako křivka z naměřených dat. Nalezl jsem tak matematický model, který elektromechanickou charakteristiku materiálu velmi dobře vystihuje. Pro potvrzení by bylo dobré provést měření kapacity v průběhu deformačních testů na trhačce a zkoumat vliv stlačování pórů na permitivitu PDMS pěny. Z časových důvodů však toto měření zatím nebylo možné provést.

I přes neúspěšný první prototyp jsem následně vyrobil senzorickou vložku, která funkčnost vyvinutých čidel potvrdila. Senzorická vložka reagovala přesně na místa stisku a po došlapu na ni byl rozpoznatelný tvar chodidla. Do budoucna bude potřeba čidla na vložce zkalibrovat a ověřit jejich přesnost.

Ve finální části této práce jsem navrhl měřicí obvod, který umožňuje převod velikosti kapacity na analogový výstup. Ačkoliv existují integrované obvody, které kapacitu převádí buďto na digitální [42] nebo analogový výstup [43], tak výhodou vlastního designu je možnost úpravy rozsahu a přesnosti měření na míru. Tento návrh by měl teoreticky splňovat všechny parametry, které jsem si stanovil. Měl by tak být použitelný v navazující práci na řídicí jednotce.

V současné době počítám, že na projektu budu dále pracovat. Chtěl bych vytvořit prototyp, v ideálním případě i komerční produkt. V první fázi budu pokračovat designem řídicí jednotky, která bude umožňovat nejen měření tlakových senzorů, ale i disponovat IMU senzorem, bezdrátovou komunikací, obvodem správy baterie a vnitřním uložištěm. Také by měl tento obvod umožňovat úsporný režim pro delší výdrž baterie. Dále předpokládám, že elektrody chytré vložky budou v budoucnu natištěny na flexibilní desky plošných spojů, což umožní umístit multiplexory přímo pod mediální část střední nohy a tedy i použití sběrnice místo vícežilového kabelu k propojení čidel v botě s řídicím modulem na jazyku.

Software by pak měl být uživatelsky přívětivý a přehledně ukazovat výsledky analýzy měřených dat pomocí pokročilých algoritmů. Užitečná by mohla být i funkce sdílení těchto dat např. s lékaři nebo trenéry. Pro budoucí práci již ale bude nutné sestavit tým, který by vývoj tohoto projektu velmi urychlil.

Dalším možným využitím této technologie je vytvoření plantografického koberce nebo

plošiny. Tyto zařízení se obvykle používají v klinických aplikacích, jako je ortopedie, rehabilitace, protetika či ortotika [44].

6. Závěr

Závěrem mohu konstatovat, že jsem splnil všechny své cíle:

- Seznámil jsem se současnými komerčními senzorickými vložkami. Z rešerše vyplynulo, že neexistují takové, které by umožňovaly podrobnou analýzu s důrazem na zdraví a zároveň sloužily k uživatelskému sledování aktivit.
- Srovnal jsem metody měření tlaku a zvolil jsem kapacitní tlaková čidla.
- Vyvinul jsem funkční kapacitní tlakový senzor, včetně matematického modelu. Při výrobě jsem užil nekomerční metody změny struktury polymeru.
- Vytvořil jsem koncept chytrých vložek SIFR, a ověřil funkčnost senzorické části vložky.
- Nadesignoval jsem měřicí obvod, pomocí něhož bude možno převést měřenou kapacitu na analogovou hodnotu, a to rychle a efektivně.

Literatura

1. DEJONG, Alexandra F.; FISH, Pamela N.; HERTEL, Jay. Running behaviors, motivations, and injury risk during the COVID-19 pandemic: A survey of 1147 runners. *PLOS ONE*. Únor 2021, roč. 16, č. 2, s. 1–18. Dostupné z [10.1371/journal.pone.0246300](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0246300).
2. BERZOSA, César; COMERAS-CHUECA, Cristina; BASCUAS, Pablo Jesus; GUTIÉRREZ, Héctor; BATALLER-CERVERO, Ana Vanessa. Assessing trail running biomechanics: A comparative analysis of the reliability of Stryd™ and GARMINRP wearable devices. *Sensors (Basel)*. Červen 2024, roč. 24, č. 11, s. 3570.
3. IMBACH, Frank; CANDAU, Robin; CHAILAN, Romain; PERREY, Stephane. Validity of the Stryd power meter in measuring running parameters at submaximal speeds. *Sports*. Červenec 2020, roč. 8, č. 7, s. 103.
4. SANTOS, Vítor Miguel; GOMES, Beatriz B.; NETO, Maria Augusta; AMARO, Ana Martins. A Systematic Review of Insole Sensor Technology: Recent Studies and Future Directions. *Applied Sciences*. 2024, roč. 14, č. 14. ISSN 2076-3417. Dostupné z [10.3390/app14146085](https://doi.org/10.3390/app14146085).
5. TEKSCAN.COM [<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system>]. 2024. [Navštíveno 03-01-2025].
6. FAZIO, Roberto de; PERRONE, Elisa; VELÁZQUEZ, Ramiro; DE VITTORIO, Massimo; VISCONTI, Paolo. Development of a Self-Powered Piezo-Resistive Smart Insole Equipped with Low-Power BLE Connectivity for Remote Gait Monitoring. *Sensors*. 2021, roč. 21, č. 13. ISSN 1424-8220. Dostupné z [10.3390/s21134539](https://doi.org/10.3390/s21134539).
7. DZEDZICKIS, Andrius; SUTINYS, Ernestas; BUČINSKAS, Vytautas; PRENTICE, Urte; JAKŠTYS, Baltramiejus; RAMANAVICIUS, Arunas; MORKVENAITE-VILKONCIENE, Inga. Polyethylene-Carbon Composite (Velostat®) Based Tactile Sensor. *Polymers*. Prosinec 2020, roč. 12, s. 2905. Dostupné z [10.3390/polym12122905](https://doi.org/10.3390/polym12122905).

8. AMAZON.COM [<https://www.amazon.com/Piezoresistive-Pressure-Sensitivity-Waterproof-Transducer/dp/B0CYQ1VLRR>]. 2024. [Navštíveno 03-01-2025].
9. TANG, Xinran; MIAO, Yihui; CHEN, Xinjian; NIE, Baoqing. A Flexible and Highly Sensitive Inductive Pressure Sensor Array Based on Ferrite Films. *Sensors*. 2019, roč. 19, č. 10. ISSN 1424-8220. Dostupné z [10.3390/s19102406](https://doi.org/10.3390/s19102406).
10. BEJČEK, Ludvík; VACULÍK, Jan. Snímače tlaku. *Časopis Automa, časopis pro automatizaci a techniku — automa.cz*. 2007. https://www.automazk.cz/Aton/FileRepository/pdf_articles/42719.pdf.
11. ZHANG, Huixin; WU, Jing; GAO, Chencheng. Research on the Fabrication and Parameters of a Flexible Fiber Optic Pressure Sensor with High Sensitivity. *Photonics*. Zář 2024, roč. 11, s. 919. Dostupné z [10.3390/photonics11100919](https://doi.org/10.3390/photonics11100919).
12. DRATEK.CZ. [<https://dratek.cz/arduino/1223-analogovy-multiplexer-16-kanalu-cd74hc4067.html>]. 2024. [Navštíveno 03-01-2025].
13. ARDUINO.CC [<https://docs.arduino.cc/retired/boards/arduino-uno-rev3-with-long-pins/>]. 2024. [Navštíveno 03-01-2025].
14. INSTRUMENTS, TEXAS. *LM2917* [<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm2907-n.pdf>]. 2000. [Navštíveno 02-01-2025].
15. WIKIPEDIA. *Python (programming language)* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia* [[http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Python%20\(programming%20language\)&oldid=1269398398](http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Python%20(programming%20language)&oldid=1269398398)]. 2025. [Navštíveno 02-01-2025].
16. CAMPBELL, Scott. *How to make an Arduino capacitance meter*. Prosinec 2021. <https://www.circuitbasics.com/how-to-make-an-arduino-capacitance-meter/>. [Navštíveno 02-01-2025].
17. JON. *Arduino Capacitance Meter Resolution*. Leden 2014. <https://wordpress.codewrite.co.uk/pic/2014/01/21/arduino-cap-meter-res/>. [Navštíveno 02-01-2025].
18. WIKIPEDIA. *Polydimethylsiloxane* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. 2025. <http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Polydimethylsiloxane&oldid=1266216134>. [Navštíveno 02-01-2025].
19. LAB.COM, step [<https://step-lab.com/static-testing-machines/>]. 2024. [Navštíveno 03-01-2025].
20. WIKIPEDIA. *Sériová komunikace* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia* [<http://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=S%C3%A9riov%C3%A1%20komunikace&oldid=22285431>]. 2025. [Navštíveno 02-01-2025].

21. BAMBULAB.COM [<https://bambulab.com/en-eu/x1/>]. 2024. [Navštíveno 03-01-2025].
22. WIKIPEDIA. *Root mean square deviation* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia* [<http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Root%20mean%20square%20deviation&oldid=1251345279>]. 2025. [Navštíveno 02-01-2025].
23. ABDULLAH, Syed. *Design and Optimisation of a Capacitive Pressure Sensor*. Únor 2023. Dis. pr. Delft University of technology.
24. KESHYAGOL, Kiran; HIREMATH, Shivashankarayya; H. M., Vishwanatha; KINI U., Achutha; NAIK, Nithesh; HIREMATH, Pavan. Optimizing Capacitive Pressure Sensor Geometry: A Design of Experiments Approach with a Computer-Generated Model. *Sensors*. 2024, roč. 24, č. 11. ISSN 1424-8220. Dostupné z [10.3390/s24113504](https://doi.org/10.3390/s24113504).
25. STRYD. *Stryd — Run with Power — Stryd (Europe) — stryd.com* [<https://www.stryd.com/eu/en>]. [B.r.]. [Navštíveno 02-01-2025].
26. JOHNSTON, I. D.; MCCLUSKEY, D. K.; TAN, C. K. L.; TRACEY, M. C. Mechanical characterization of bulk Sylgard 184 for microfluidics and microengineering. *Journal of Micromechanics and Microengineering*. Únor 2014, roč. 24, č. 3, s. 035017. ISSN 1361-6439. Dostupné z [10.1088/0960-1317/24/3/035017](https://doi.org/10.1088/0960-1317/24/3/035017).
27. MOUČKA, Robert; OSIČKA, Josef; PATA, Václav. Mechanical properties of bulk Sylgard 184 and its extension with silicone oil. *Scientific Reports*. Zář 2021, roč. 11, s. 19090. Dostupné z [10.1038/s41598-021-98694-2](https://doi.org/10.1038/s41598-021-98694-2).
28. MILLER, Sophie; BAO, Zhenan. Fabrication of flexible pressure sensors with microstructured polydimethylsiloxane dielectrics using the breath figures method. *Journal of Materials Research*. 2015, roč. 30, č. 23, 3584–3594. Dostupné z [10.1557/jmr.2015.334](https://doi.org/10.1557/jmr.2015.334).
29. WANG, Yuhang; JING, Ranxu; JIANG, Junxiang; WANG, Hongbo; QIAN, Lin-mao; YU, Bingjun; ZHAO, Zhi-Jun. Coral-Inspired Capacitive Pressure Sensor with High Sensitivity and Wide Range for Human–Computer Interaction. *ACS Applied Electronic Materials*. 2024, roč. 6, č. 9, s. 6726–6737. Dostupné z [10.1021/acsaelm.4c01140](https://doi.org/10.1021/acsaelm.4c01140).
30. KIM, Dong Hwan; JUNG, Young; JUNG, Kyungkuk; KWAK, Dong Hwa; PARK, Dong Min; SHIN, Myung Gyu; TAK, Hyeong Jun; KO, Jong Soo. Hollow polydimethylsiloxane (PDMS) foam with a 3D interconnected network for highly sensitive capacitive pressure sensors. *Micro and Nano Systems Letters*. Prosinec 2020, roč. 8, č. 1. ISSN 2213-9621. Dostupné z [10.1186/s40486-020-00127-8](https://doi.org/10.1186/s40486-020-00127-8).

31. BILENT, Sylvie; DINH, Thi Hong Nhung; MARTINCIC, Emile; JOUBERT, Pierre-Yves. Porous Polymer Based Flexible Pressure Sensors for Medical Applications. *Proceedings*. 2018, roč. 2, č. 13. ISSN 2504-3900. Dostupné z [10.3390/proceedings_2130849](https://doi.org/10.3390/proceedings_2130849).
32. PEDAR. *Footwear pressure distribution measurement- pedar* — *novel.de* — *novel.de* [<https://novel.de/products/pedar/>]. [B.r.]. [Navštíveno 02-01-2025].
33. MEDILOGIC. *medilogic WLAN insole - medilogic* — *medilogic.com* [<https://medilogic.com/en/medilogic-wlan-insole/>]. [B.r.]. [Navštíveno 02-01-2025].
34. COMMONS, wikimedia [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Compressive_Stress_Strain_Curve_of_Elastomeric_Foams.jpg]. 2023. [Navštíveno 03-01-2025].
35. ELECTRONICDESIGN.COM [<https://www.electronicdesign.com/technologies/analog/article/21796004/use-analog-techniques-to-measure-capacitance-in-capacitive-sensors>]. 2012. [Navštíveno 03-01-2025].
36. ARSHAD, Atika; TASNIM, Rumana; ALAM, A.H.M Zahirul; KHAN, Sheroz. Capacitance-to-voltage converter design to measure small change in capacitance produced by human body movement. *2015 IEEE International WIE Conference on Electrical and Computer Engineering (WIECON-ECE)*. 2015, s. 114–117. Dostupné z [10.1109/WIECON-ECE.2015.7444012](https://doi.org/10.1109/WIECON-ECE.2015.7444012).
37. ROBERT BÉM Michal Dubský, Vladimíra Fejfarová. Diabetická noha. *VNITŘNÍ LÉKAŘSTVÍ*. 2020. <https://casopisvnitrnilekarstvi.cz/pdfs/vnl/2020/02/04.pdf>.
38. STRIV. *Striv - AI Running Coach — Smart Insoles for Runners* — *striv.run* [<https://striv.run/>]. 2024. [Navštíveno 02-01-2025].
39. LUNA-PEREJON, Francisco; SALVADOR DOMÍNGUEZ, Blas; PEREZ-PEÑA, Fernando; RODRÍGUEZ CORRAL, José María; MORGADO-ESTEVEZ, Arturo. Smart Shoe Insole Based on Polydimethylsiloxane Composite Capacitive Sensors. *Sensors*. Leden 2023, roč. 23, s. 1298. Dostupné z [10.3390/s23031298](https://doi.org/10.3390/s23031298).
40. TAO, Juan; DONG, Ming; LI, Li; WANG, Chunfeng; LI, Jing; LIU, Yue; BAO, Rongrong; PAN, Caofeng. Real-time pressure mapping smart insole system based on a controllable vertical pore dielectric layer. *Microsystems; Nanoengineering*. 2020, roč. 6, č. 1. ISSN 2055-7434. Dostupné z [10.1038/s41378-020-0171-1](https://doi.org/10.1038/s41378-020-0171-1).
41. JIANG, Chenkai; SHENG, Bin. Linear Capacitive Pressure Sensor with Gradient Architecture through Laser Ablation on MWCNT/Ecoflex Film. *Polymers*. 2024, roč. 16, č. 7. ISSN 2073-4360. Dostupné z [10.3390/polym16070962](https://doi.org/10.3390/polym16070962).

42. DEVICES, Analog. *CN0552* [<https://www.analog.com/en/resources/reference-designs/circuits-from-the-lab/cn0552.html>rd-reference]. 2023. [Navštíveno 02-01-2025].
43. DEVICES, Analog. *AD7151* [<https://www.analog.com/en/products/ad7151.html>]. 2007. [Navštíveno 02-01-2025].
44. ZVONARĚ, Martin; LUTONSKÁ, Kateřina; VESPALEC, Tomáš; PET, Jaroslav. *Lidská noha, diagnostika a prevence*. MUNI SPORT, 2014. Č. 61. ISBN 978-80-210-5453-0. https://is.muni.cz/el/1451/jaro2014/bk2053/um/lidska_noha/doc/lidska_noha_diagnostika_a_prevence.pdf.

Seznam obrázků

2.1	Tlaková mapa pomocí technologie F-Scan [5]	12
2.2	Piezorezistivní čidlo ([8], upraveno)	15
2.3	Pulz z piezoelektrického čidla	16
2.4	Indukční tlakové čidlo [9]	17
2.5	16-kanálový analogový MUX modul ([12], upraveno)	18
2.6	Arduino Uno r3 – pinout [13]	19
3.1	Kapacitní dělič napětí	22
3.2	Vývojový diagram kódu v Arduinu	23
3.3	Vzorec PDMS	24
3.4	Trhačka Step Lab EA05 [19]	24
3.5	3D tiskárna Babulab X1 Carbon [21]	27
4.1	Koncept projektu	28
4.2	Logo projektu	29
4.3	Testovací čidla	30
4.4	Postup výroby pěny ([31],upraveno)	31
4.5	Otestování mřížky elektrod	31
4.6	Vzorky ve formě před vytvrdnutím	33
4.7	Výsledné grafy	34
4.8	Porovnání různých vzorků při došlapu	35
4.9	Typická deformační křivka polymerových pěn ([34], upraveno)	36
4.10	Paprskový diagram zácislosti RMSE modelů na vzorku	38
4.11	Graf modelu	39
4.12	Návrh izolace a pružné sběrnice	40
4.13	Vlastní DPS pro Multiplexor	41
4.14	Fotodokumentace výroby vložky	41

4.15 Výroba senzorické části vložky	42
4.16 Tlakové mapy průběhu kroku	43
4.17 Kapacitní měřič pomocí 555-timeru ([35], upraveno)	44
4.18 LM2917 v užití jako převodník kapacity na napětí ([36], upraveno)	44
4.19 Integrovaný komparátor	45
4.20 Navržený design převodníku kapacity na napětí	46

Seznam tabulek

2.1	Srovnání komerčních vložek (*NZ = není známo)	13
2.2	Srovnání technologií jednotlivých senzorů	14
4.1	Vytypované funkce	37