

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Brno, 2016

Bc. David Grossmann



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY

A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DYNAMICKÁ PLANTOGRAFIE

DYNAMIC PLANTOGRAPHY

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. David Grossmann

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jaroslav Balogh

BRNO 2016



Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. David Grossmann

ID: 137250

Ročník: 2

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Dynamická plantografie

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte anatomii lidského chodidla a dynamiku chůze. 2) Seznamte se s principem dynamické plantografie. 3) Navrhněte systém umožňující měření dynamické plantografie včetně následného zpracování měřených dat (software i hardware). 4) Prakticky realizujte navržené řešení. 5) Pro ověření funkce celého systému proveďte sérii měření na figurantech. 6) Diskutujte dosažené výsledky měření a parametry výsledného zařízení.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] NOVÁK, P. Mobilní roboty – pohony, senzory, řízení. Praha: Nakladatelství BEN – Technická Literatura, 2005. 247 s. Nakladatelství BEN – Technická Literatura. ISBN 80-7300-141-1.

[2] ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1: Všeobecná encyklopedie. 1. díl. A-B. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 20.5.2016

Vedoucí práce: Ing. Jaroslav Balogh

Konzultant diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., *předseda oborové rady*

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

V této práci je uvedeno seznámení s metodou dynamické plantografie, jejím principem a klinickým využitím. Dále je popsána anatomie nohy, druhy nožní klenby a proces lidské chůze. Další část je věnována teoretickému popisu vybraných taktilních senzorů a elektronické platformy Arduino. Nejdůležitější část tvoří vlastní návrh zařízení pro měření dynamické plantografie a jeho realizace. Nakonec jsou diskutovány parametry realizovaného systému a výsledky měření na skupině figurantů.

KLÍČOVÁ SLOVA

Anatomie nohy, taktilní senzor, nožní klenba, Arduino, chůze, matice detektorů

ABSTRACT

This thesis contains introduction to the principles of dynamic plantography and it's clinical application. Afterwards it is described feet anatomy, types of feet arch and human walking process. Next part describes principles of various types of tactile sensors and electrical platform Arduino. Most important part of this thesis is focused on teoretical design of device and it's practical realization. The last part of diploma thesis is devoted to discussion of parameters of the device and to results of measuring of group of volunteers.

KEYWORDS

Feet anatomy, tactile sensor, feet arch, Arduino, walk, matrix of detectors

GROSSMANN, David *Dynamická plantografie*: diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2016. 65 s. Vedoucí práce byl Ing. Jaroslav Balogh,

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Dynamická plantografie“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu diplomové práce panu Ing. Jaroslavu Baloghovi za odborné vedení, konzultace, ochotu a pomoc při vypracování mé diplomové práce.

Brno

.....

(podpis autora)

OBSAH

Úvod	11
1 Popis metody	12
2 Anatomie nohy a dynamika chůze	13
2.1 Anatomie nohy	13
2.1.1 Kostí nohy	13
2.1.2 Klouby nohy	13
2.1.3 Svaly nohy	15
2.2 Klenba nožní	16
2.2.1 Podélná klenba	16
2.2.2 Příčná klenba	17
2.3 Klinická typologie nohy	17
2.4 Dynamika chůze	18
2.4.1 Oporná fáze	19
2.4.2 Švihová fáze	19
3 Taktilní senzory	20
3.1 Taktilní snímače s elastomery	20
3.1.1 FSR senzory	20
3.1.2 Taktilní snímače s vodivým elastomerem	21
3.2 Tenzometry	22
3.3 Kapacitní senzory	24
3.4 Piezoelektrické senzory	26
4 Návrh systému	27
4.1 Snímací plošina	27
4.2 Zapojení matice senzorů a zpracování výstupních signálů	28
4.3 Návrh software	29
5 Realizace systému	30
5.1 Realizace snímací plošiny a hardware	30
5.1.1 Volba senzoru	30
5.1.2 Zapojení senzorů	32
5.1.3 Řídící elektronika	34
5.1.4 Celkové sestavení elektroniky	35
5.2 Realizace software	37
5.2.1 Firmware pro mikrokontrolér	38

5.2.2	Zpracování naměřených dat	39
5.2.3	Uživatelské prostředí	42
6	Měření a diskuze	45
6.1	Statické měření	45
6.2	Dynamické měření	49
6.3	Diskuze parametrů a naměřených výsledků	51
7	Závěr	56
	Literatura	57
	Seznam příloh	59
A	Seznam příloh na CD	60
B	FSR 400	62
C	Desky plošných spojů	63
C.1	Strana součástek (top)	63
C.2	Strana spojů (bottom)	63
C.3	Osazovací plán	64
C.4	Osazená DPS, strana součástek	64
C.5	Osazená DPS, strana spojů	65

SEZNAM OBRÁZKŮ

2.1	Kosti nohy	14
2.2	Podélná a příčná klenba nohy	16
2.3	Nožní klenba podle principu tří bodů	17
3.1	Struktura FSR senzoru	21
3.2	Řez strukturou vodivého elastomeru	22
3.3	Ukázka provedení odporových tenzometrů	23
3.4	Tenzometrický můstek s teplotní kompenzací	25
4.1	FSR senzor typu 402 a 400 [12]	28
4.2	PVDF fólie PROWAVE FS 2513-P	28
4.3	Blokové schéma pro návrh systému	29
5.1	Zapojení FSR senzoru s odporem R_M jako napěťový dělič [12]	31
5.2	Graf závislosti působící síly na výstupním napětí pro různé hodnoty odporu R_M [12]	32
5.3	Konfigurace pinů multiplexeru 74HC4051 [16]	33
5.4	Konfigurace pinů mikrokontroléru ATmega 328P [18]	35
5.5	Schéma zapojení obvodu	36
5.6	Snímek realizovaného systému pro měření dynamické plantografie . .	37
5.7	Převodní charakteristika napětí-hmotnost	40
5.8	Obraz znázorňující působící sílu na senzory při klidném stoji	42
5.9	Graf vyjadřující závislost zatížení senzorů v čase	43
5.10	Uživatelské prostředí	44
6.1	Vyšetření vzpřímeného stoje, levá a pravá noha, velikost nohy 44 EU (280 mm)	45
6.2	Vyšetření stoje na jedné noze, levá a pravá noha, velikost nohy 44 EU (280 mm)	46
6.3	Vyšetření stoje v mírném předklonu, levá a pravá noha, velikost nohy 44 EU (280 mm)	47
6.4	Vyšetření vzpřímeného stoje, levá a pravá noha, velikost nohy 45 EU (290 mm)	47
6.5	Vyšetření vzpřímeného stoje, levá a pravá noha, velikost nohy 36 EU (225 mm)	48
6.6	Rozložení působící síly v čase 0,1 s, 0,9 s a 1,8 s, levá noha, velikost chodidla 44 EU	49
6.7	Graf znázorňující součet zatížení senzorů v jednotlivých oblastech v čase	50
6.8	Graf znázorňující součet zatížení senzorů v oblastech paty a nártu v čase, pravá noha, velikost nohy 44 EU	50

6.9	Rozdíl mezi kontaktem velké a malé nohy s maticí senzorů	52
6.10	Problém zapojení senzoru ve středové řadě	53
6.11	Aplikace pěnové podložky na snímací plošinu	54
6.12	Snímek klidného stoje s použitím podložky, levá a pravá noha, velikost chodidla 44 EU (280 mm)	54
B.1	Schéma senzoru FSR 400	62
B.2	Schéma senzoru FSR 400 'Short Tail'	62

SEZNAM TABULEK

5.1	Charakteristiky senzoru [12]	31
5.2	Tabulka s doporučenými podmínkami pro správu funkcí obvodu [16]	33
5.3	Pravdivostní tabulka pro ovládání multiplexeru [16]	34
5.4	Technické specifikace platformy Arduino UNO [17]	34

ÚVOD

Cílem diplomové práce je teoreticky rozebrat problematiku dynamické plantografie se zaměřením na hardwarový a softwarový návrh a realizaci.

Na začátku práce je uveden hrubší teoretický rozbor metody dynamické plantografie pro uvedení do problematiky tématu. Následuje kapitola o anatomii chodidla, kde je popsána kostní, kloubní a svalová stavba chodidla, jsou zde uvedeny typy nožní klenby, její patologie a princip lidské chůze. Práce pokračuje kapitolou věnující se taktilním sensorům. Zde jsou popsány fyzikální principy jednotlivých typů sensorů, jejich konstrukce a praktické využití.

Následující část je věnována návrhu a realizaci systému pro měření dynamické plantografie. Návrh je uveden pomocí teoretického rozboru možných řešení a blokového schématu. V části realizace je už uvedena konkrétní realizace metody pro měření dynamické plantografie. Systém je založen na principu snížení odporu senzoru při působící síle. Celá matice sensorů je zapojena pomocí sběrnice a přes multiplexery dochází k přepínání výstupů z jednotlivých sensorů do analogového vstupu mikroprocesoru, kde je proveden A/D převod a digitalizovaná data jsou odeslána po sériové lince do PC, kde dojde k jejich vizualizaci pomocí programovacího prostředí Matlab.

Dále je v práci uvedeno statické a dynamické měření na realizovaném systému na skupině figurantů, v části diskuze je probráno zhodnocení parametrů systému, jeho nedostatky a jejich možné odstranění.

Diplomová práce obsahuje schéma navrženého obvodu a navržené desky plošných spojů a data ze všech měření, které byly tímto systémem provedeny.

1 POPIS METODY

Dynamická plantografie je diagnostická metoda, která za pomoci snímací plošiny měří rozložení tlaku pod ploškou nohy při chůzi a různých modifikacích stoje. Existuje i modifikace, kdy se k měření rozložení tlaku používají speciální vložky do bot a tudíž měření může probíhat i v terénu, který představuje pro nohu přirozené prostředí. Měření tlaku probíhá v čase, je sledován jeho průběh a změny některých charakteristických hodnot.

Principem měřicího zařízení je informace o velikosti tlaku v daném místě, získaná z matice taktilních senzorů, které jsou dopadem chodidla mechanicky stlačovány a dochází u nich ke změně určitých parametrů, které jsou potom převedeny na elektrický signál. Tyto senzory tvoří základ zařízení a udávají výsledné rozlišení celého systému.

Zpracování dat obstarává speciální software, který zpracuje informace z matice taktilních senzorů a transformuje je do výsledného 2D obrazu, který nám udá výsledné rozložení působící a dalších parametrů v různých časových okamžicích. Základem obrazu je vhodně zvolená a odstupňovaná škála hodnot působící síly nebo tlaku, software nám taky dokáže sdělit informace o velikosti tlaku na vybraných místech, průměrné hodnotě tlaku pod ploškou, zobrazit sloupcové grafy maximálních hodnot tlaků na vybraných místech, velikosti ploch nohou, dobu trvání kontaktu jednotlivých oblastí nohy s podložkou a další.

Dynamická plantografie slouží k výzkumu stoje, chůze a běhu. Určitou modifikací metody je i vyšetření skoku. Metoda nachází uplatnění v obuvnickém průmyslu, ale hlavně v klinických aplikacích jako ortopedie, rehabilitace, protetika, ortotika a ve sportovní medicíně. V České republice jsou využívány systémy Emed, Pedar, Footscan nebo Baropodometer.[1][2]

2 ANATOMIE NOHY A DYNAMIKA CHŮZE

Pomocí nohou je zprostředkován kontakt těla s terénním povrchem, po kterém se člověk pohybuje. Noha má schopnost aktivně vyvažovat terénní nerovnosti a tím tvoří potřebnou oporu při pohybu na nerovném terénu.

Tato kapitola popisuje anatomickou stavbu nohy, různé funkční typologie, klasické klinické typologie nohy a dynamiku chůze.

2.1 Anatomie nohy

Podkapitola obsahuje popis anatomické stavby nohy ve smyslu kostí, kloubů a svalů nacházejících se na chodidle.

2.1.1 Kosti nohy

Nohou je nazývána oblast dolní končetiny, která leží distálně od hlezenního kloubu. Tvoří ji 7 tarzálních kostí, 5 metatarzálních a 14 phalangů viz obr. 2.1. [3]

Mezi kosti tarzální patří:

- Kost hlezenní (talus): hlezenní kost připomíná nepravidelný, shora zploštěný hranol s dlouhou osou orientovanou v předozadním směru.
- Kost patní (calcaneus): je největší kostí nohy a tvoří zadní oddíl, který přebírá část hmotnosti těla z hlezenní kosti a přenáší ji na podložku.
- Kost loďkovitá (os naviculare): leží na palcovém okraji nohy, vysoko ve vnitřním oblouku nožní klenby.
- Kost krychlová (os cuboideum): krátká kost, tvarem připomíná spíše klín umístěný na malíkové straně nohy mezi patní kostí a bází páté nártní kosti.
- Kost klínová (ossa cuneiformia): tvoří ji tři kosti, které sousedí s kostí člunkovou, první až třetí nártní kostí a kostí krychlovou.

Kosti metatarzální (nártní) tvoří střední část kostry nohy a rozlišujeme tři hlavní části: báze, tělo a hlavička. Články prstů (phalangy) tvoří dva na palci, tři na zbylých prstech a obdobně jako u metatarzů je rozlišujeme na bázi, tělo a hlavičku. [2][3][4]

2.1.2 Klouby nohy

Jedním z nejdůležitějších kloubů nohy je horní zánartní kloub. Tento kloub se složen propojením kosti hlezenní, kosti lýtkové a kosti holenní. Je to jednoosý kladkový



Obr. 2.1: Kostí nohy [4]

kloub, jeho stabilita je dána uspořádáním kostních součástí, uspořádáním kloubního pouzdra a vazů. Celý kloub je obalen pouzdrem, na mediální straně je zesílen deltovitým vazem. Na zevní straně je pouzdro zesíleno fibulárním kolaterálním vazem, složeným ze tří částí.

Dalším kloubem je subtalární kloub. Kost hlezenní naléhá na patní kost dvěma kloubními plochami, z nichž větší konkávní zadní kloubní plocha a jí odpovídající vazivové spojení s patní kostí tvoří pravý subtalární kloub. Stabilitu kloubu udržují dohromady čtyři silné vazy.

Talokalkaneonavikulární kloub tvoří multiaxiální skloubení kostí hlezenní, patní a loďkovité.

Schopartův kloub tvoří spojení kostí patní a krychlové. Kloubní plochy jsou sedlovitě uspořádány a spolu s kloubem talokalkaneonavikulárním vytvářejí Chopartův kloub. V Chopartově kloubu probíhá omezený klouzavý pohyb během everze a inverze nohy. Důležitou funkci plní vaz lig. plantare longum, které udržuje podélnou klenbu.

Kuneonavikulární kloub tvoří kloubní spojení mezi kostí klínovou a loďkovitou.

Kloubní pouzdro je zesíleno silnými, krátkými vazy, které dodávají kloubu pevnost.

Lisfrankův kloub tvoří tarzometatarzální skloubení (spojení zánártní a nártní části nohy). Metatarsofalangeální klouby leží asi 2-3 cm proximálně od meziprstých řas a tvoří kloubní spojení mezi nártními kostmi a kostmi prstů. [2][5]

2.1.3 Svaly nohy

Hlavní úlohou svalů je udržovat rovnováhu a zajistit pohyb po povrchu. Dělí se na svaly dlouhé zevní, které se nacházejí v oblasti lýtky a bérce a krátké vnitřní, které se nacházejí v oblasti vlastní nohy. [5]

Dlouhé svaly

Mezi přední skupinu svalů lýtkových patří: [4][5]

- *M. tibialis anterior* - provádí dorzální flexi a inverzi
- *M. extensor digitorum longus* - dorzální flexe prstů, napomáhá při dorzální flexi a inverzi nohy
- *M. extensor hallucis longus* - extenze palce, napomáhá při dorzální flexi a inverzi nohy
- *M. peroneus longus* - everze nohy, dopomocný sval při plantární flexi nohy
- *M. peroneus brevis* - everze nohy, pomáhá plantární flexi nohy

Mezi zadní skupinu svalů lýtkových patří: [4][5]

- *M. triceps surae* - skládá se ze tří hlav. Tvoří ho dvě výrazné hlavy *m. gastrocnemius medialis et lateralis*, které se podílejí na jeho typickém vzhledu a jsou zodpovědné za propulzi planty při chůzi. Třetí hlavou je *M. soleus*, který zajišťuje plantární flexi nohy a v klidovém stavu kompenzuje mírný sklon holenní kosti dopředu. *M. triceps surae* dopomáhá i supinaci nohy, díky čemuž udržuje podélnou klenbu.
- *M. plantaris* - ve spolupráci s *m. soleus*
- *M. tibialis posterior* - inverze nohy a pomáhá plantární flexi
- *M. flexor digitorum longus* - flexe prstů a je pomocným svaem při plantární flexi a inverzi nohy
- *M. flexor hallucis longus* - plantární flexe palce a dopomáhá plantární flexi a inverzi nohy

Krátké svaly nohy

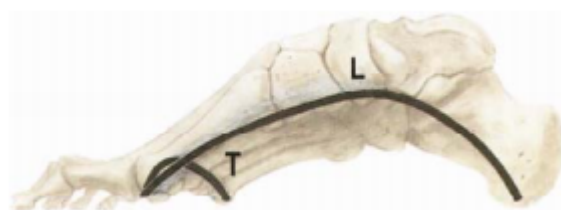
Mají za úkol dodávat pružnost klenbě chodidla. Při jejich prodloužení se jedná o plochou nohu, při jejich zkrácení se jedná o nohu vysokou.[5]

Jedná se o svaly:[4][5]

- *M. extensor digitorum brevis* - extenze 2.-4. prstu
- *M. flexor digitorum brevis* - flexe 2.-4. prstu, ve stoji přitlačuje terminální phalangey k podložce
- *quadratus plantae* - flexe 2.-5. prstu, účastní se na tvorbě podélné klenby nohy
- *Mm. lumbricales pedis I-IV* - flexe proximálního článku a extenze distálního článku 2.-5. prstu
- *Mm. interossei pedis (dorsales et plantares)* - svírají a rozevírají vějíř
- *M. extensor hallucis brevis* - extenze palce
- *M. abductor hallucis* - abdukce proximálního článku palce
- *M. flexor hallucis brevis* - flexe proximálního článku palce
- *adductor hallucis* - addukce palce ke druhému prstu

2.2 Klenba nožní

Kostra nohy má klenbu podélnou a příčnou. Nejvyšším místem chodidlové strany je kost hlezenní. Klenba chrání měkké části chodidla a zajišťuje pružnost nohy.



Obr. 2.2: Podélná a příčná klenba nohy, pravá noha, pohled z mediální strany [3]

2.2.1 Podélná klenba

Podélná klenba nohy je vyšší na straně holenní kosti a nižší na straně lýtkové kosti. Její udržování mají za úkol vazy chodidlové strany nohy, orientované podélně. Vazy samotné by ovšem k udržení klenby nestačily, proto se na udržování také podílejí

svaly jdoucí podélně chodidlem, dále povrchová aponeurosis plantaris a šlašitý třmen pod chodilem, pomocí kterého táhne stranu kosti holenní vzhůru. [3]

2.2.2 Příčná klenba

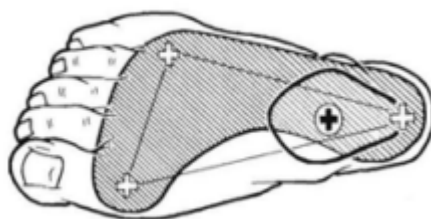
Příčná klenba je nejnápadnější v úrovni kosti klínové a kosti krychlové. Na její úpravě se podílí nejvíce poloha dvou hlavních paprsků nohy stojících na úseku kostí zánartních v různé výšce od podložky. Na udržení příčné klenby se účastní napříč probíhající systémy vazů na chodidlové straně a šlašitý třmen.

Oba typy klenby určují nášlapnou plochu chodidla. Váha těla se klidněm stojí přenáší vzadu na kost patní, vpředu na hlavici 1. metatarsální kosti a na hlavici 2. metatarsální kosti.

Oslabení svalů a protažení vazů udržujících klenbu nohy má za následek pokles vnitřní strany nohy (lat. mediální) a z toho pramenící změnu nášlapné plochy. Pokles klenby je potom doprovázen potížemi a bolestmi nohy a svalů udržujících klenbu nohy ať už při chůzi tak i ve stoji. Následkem je plochá noha (lat. pes planus). Pro plochou nohu je typický pokles vnitřního kotníku směrem k podložce a vyvrácení patní kosti tak, že osa paty ubíhá stranou.[3]

2.3 Klinická typologie nohy

Klinická typologie nohy vychází z principu tripodní nožní klenby, kde opory jsou tvořeny hlavičkami I. a V. metatarzu a hrbolem patní kosti. Jedná se o jediný používaný koncept u nás. Jedná se o jednoduchou typologii, avšak nedostatky tvoří minimální znalos kineziologie nohy a také neuvažuje dynamické změny nohy během krokového cyklu.



Obr. 2.3: Nožní klenba podle principu tří bodů [5]

Typologie rozeznává tři typy nožní klenby, a to plochou nohu, normální nohu a vysokou nohu. U ploché nohy se rozlišuje zda se jedná o vrozenou nebo získanou. Vhodné je umět rozlišit klinický nález ploché nohy s diagnózou a rozdíl, mezi zploštěním příčné nebo podélné klenby. Příčně zploštělá klenba se může vyskytovat i u mírně vysoké nohy.

U vysoké nohy je časté zvýšené podélné klenutí a snížené klenutí příčné. Dále je typické vtočení přednoží a paty dovnitř. [2]

2.4 Dynamika chůze

Základní způsob lidské lokomoce je bipedální chůze a obsahuje tři hlavní části: zahajovací fázi, cyklickou fázi a fázi ukončení. Během cyklické fáze vykonává dolní končetina opakované pohyby, které lze popsat v rámci krokového cyklu. Krovový cyklus se skládá ze dvou hlavních fází - oporné a švihové.

Oporná fáze začíná dotykem paty se zemí. Následuje doba postupného zatěžování, která končí v okamžiku položení celé plosky na podklad. Následuje období střední opory, které je ukončeno odlepením paty. Další fází je období aktivního odrazu, které zajišťuje pohyb vpřed a poslední je fáze pasivního odlepení, která končí v momentě zvednutí špičky.

Fáze švihová je rozdělena na fázi zahájení švihu, fázi středního švihu a fázi ukončení švihu.

Dále je potřeba rozlišit dva pojmy, a to pronace a supinace. Pronace je typ došlapu, při kterém se chodilo vychyluje směrem dovnitř. Tento pohyb je zvláště při běhu v menší míře přirozený, při větším vychylování je ale nezdravý. Lidé s tímto problémem mají často a ploché chodidla nohy a nohy "do X". Pro eliminaci možných problémů je potřeba tento problém kompenzovat botami, které mají stabilizační prvky na vnitřní straně podrážky.

Běžec s došlapem s názvem supinace vychyluje chodidlo směrem ven. Tento problém se vyskytuje u lidí s vysokou klenbou a nohami "do O". Nejvíce zatěžovaná místa na botách jsou na vnější straně a lze tento problém kompenzovat vhodnými botami, které mají na této straně výztuhu.

Nejlepší pro chůzi a běh je došlap neutrální. Při něm se při došlapu chodidlo převálí od paty ke špičce přes střed podrážky.

Pro pochopení dalšího výkladu je potřeba si vysvětlit pojmy dorzální a plantární flexe. Dorzální flexe je přitažení chodidla směrem nahoru ke kosti holenní a tento

pohyb obstarávají především přední svaly okolo holenní kosti. Plantární flexe je pohyb chodidla směrem dolů a obstarávají ho svaly lýtkové. [2]

2.4.1 Oporná fáze

Tato fáze krokového cyklu začíná v okamžiku dopadu paty na podložku obdobím postupného zatěžování. Hlezenní kloub je v neutrální poloze a zahajuje pasivní plantární flexi, při které je na podložku pokládána ploska nohy. Subtalární kloub se nachází v supinaci, která však postupně přechází v pronaci. V transverzotarzálním kloubu naopak probíhá supinace přednoží vzhledem k výrazně pronujícímu zánoží.

Při kontaktu celé plosky nohy s podkladem následuje doba střední opory. V kloubu hlezenním nyní probíhá pasivní dorziflexe a v subtalárním kloubu začíná supinace. Důvodem je přesun zatížení na přednoží a odlehčení paty. V transverzotarzálním kloubu dochází k pronaci, protože přednoží přes svůj zatížený zevní okraj není schopno sledovat zánoží do supinace.

V období aktivního odrazu probíhá aktivní plantární flexe v kloubu hlezenním. Tato flexe je následkem aktivity lýtkových svalů. V subtalárním kloubu pokračuje supinace. V transverzotarzálním kloubu pokračuje pronace kolem longitudinální osy, zatížení nohy se posouvá dopředu. Laterální oblouk je akcentován díky supinaci patní kosti a aktivitou m. peroneus longus a dále také kladkovým mechanismem plantární aponeurózy, která se při zvednutí navíjí okolo hlaviček metatarzů a přitahuje kost patní k přednoží.

Období pasivního odlepení pokračuje v plantární flexi v hlezenním kloubu, v subtalárním kloubu pokračuje supinace a v transverzotarzálním kloubu relativní pronace kolem longitudinální osy. [2]

2.4.2 Švihová fáze

Tato fáze začíná odlepením špičky obdobím počátečního švihu, dochází ke zrychlení. Kyčelní kloub se nachází ve flexi, v kloubu kolenním probíhá pohyb do flexe, který poté přechází do extenze. V okamžiku dopadu paty na podložku je koleno v téměř plné extenzi. Hlezenní kloub pokračuje v plantární flexi, která postupně přechází do dorziflexe. Na konci švihové fáze se tento kloub nachází v téměř nulovém postavení připraven na kontakt paty a podložky. Subtalární kloub po ztrátě kontaktu paty s podložkou nejprve pronuje, těsně před kontaktem paty s podložkou dojde k supinaci. Transverzotarzální kloub je zpočátku pronován, před dopadem paty dojde k supinaci. [2]

3 TAKTILNÍ SENZORY

Taktilní senzory a snímače umožňují převod působící síly na elektrický signál. Převod může být způsoben více mechanismy. Nejčastěji tyto senzory reagují na působící sílu změnou jejich odporu např. u fóliových tenzometrů nebo FSR senzorů. U kapacitních senzorů využívají změny kapacity díky pružnému dielektriku umístěnému mezi elektrodami nebo přímo generováním elektrického náboje u piezoelektrických senzorů.[6]

Taktilní senzory se tedy dělí podle fyzikálního principu na zařízení:

- s elastomery,
- s tenzometry,
- kapacitní,
- s piezoelektrickými materiály,
- s optickými vlákny.

3.1 Taktilní snímače s elastomery

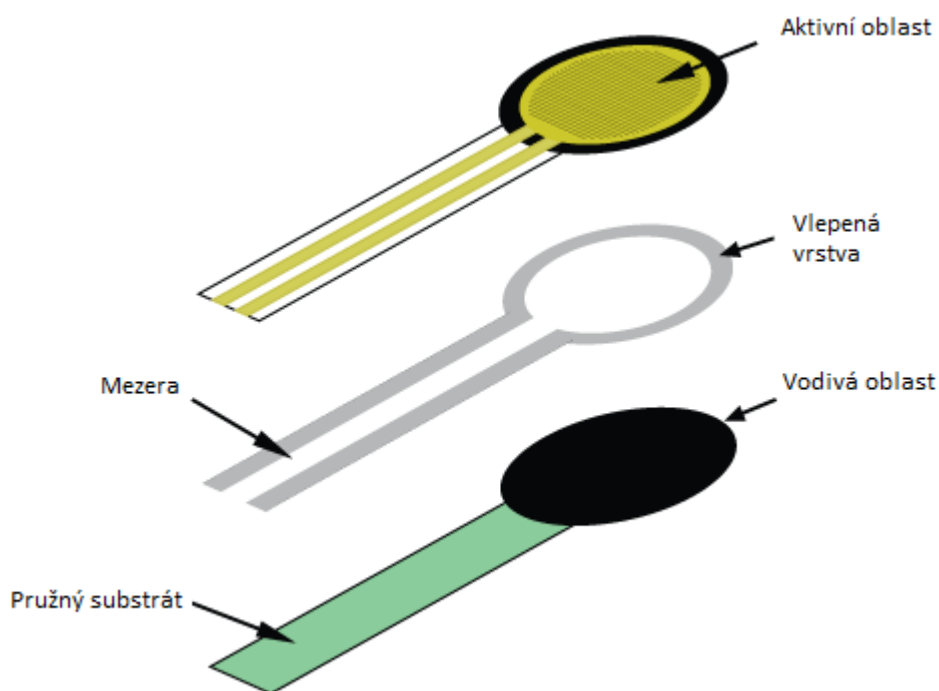
Pro tento typ snímačů je charakteristický elastický materiál, který se při zatížení stlačuje a snižuje svůj elektrický odpor. Mezi zástupce patří FSR senzory a senzory s vodivým elastomerem.

3.1.1 FSR senzory

FSR senzor využívá proměnného odporu k měření tlaku působícího na plochu senzoru. Odporová vrstva senzoru je vyrobena technikou tlustých polymerových vrstev (Polymer Thick Film- PTF) a je tvořena elektricky vodivými a nevodivými částicemi o velmi malých rozměrech. Struktura senzoru je ukázána na obr. 3.1. Při působení síly se tyto částice začnou dotýkat a vytvářet tak vodivé cesty, přičemž odpor senzoru klesá. Typické hodnoty působících sil jsou do 10N, maximálně do 100N, čímž se odpor mění v rozsahu $2M\Omega$ do $2k\Omega$. Maximální tlak, při kterém ještě senzor funguje se pohybuje v rozmezí 100Pa až 200Pa. Parametry senzoru je však možné modifikovat, odvíjí se od aplikace použití a umožňují na jednu stranu minimalizovat jev saturace při působení velké síly na senzor, na stranu druhou je možnost výroby senzoru pro rozpoznání minimální působící síly.[6]

Typické použití FSR senzorů je v konstrukci dotykových klávesnic různých zařízení, ke zjišťování polohy, jako dotykové čidla na konečcích prstů robota, automati-

zaci a v biomedicínských aplikacích.



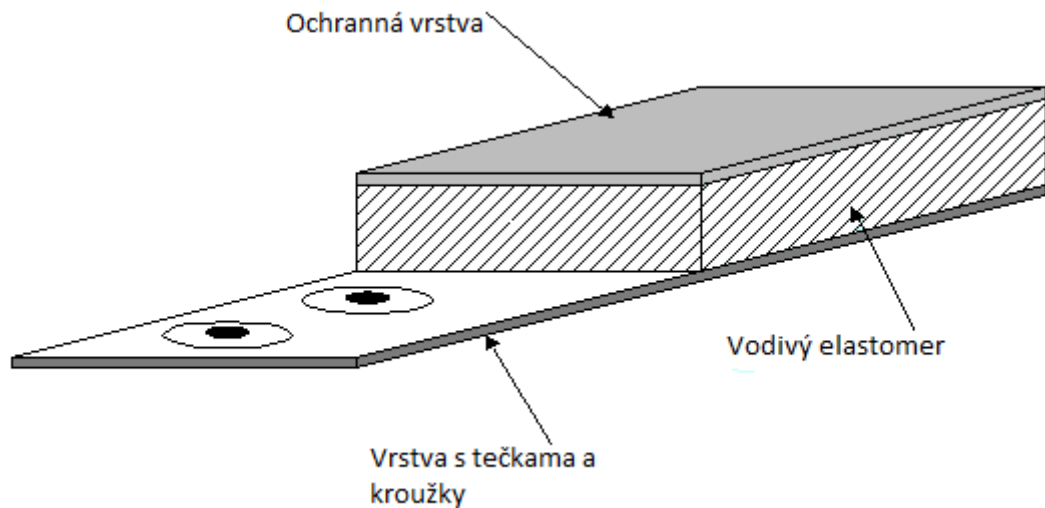
Obr. 3.1: Struktura FSR senzoru [6]

3.1.2 Taktilní snímače s vodivým elastomerem

Vodivý elastomer má schopnost měnit svůj elektrický odpor v závislosti na působení síly a slouží k převodu síly na elektrický signál. Poskytuje informaci nejen o pouhém kontaktu, ale také kvantitativní a kvalitativní informaci o povrchové struktuře předmětu, se kterým přicházejí senzory do styku.[6]

Materiál elastomeru tvoří silikonová pryž, která je sycená grafitem nebo železným prachem [6]. Při stlačení elastomeru se k sobě částice grafitu nebo železa přibližují nebo se dokonce dotýkají a dochází ke zvýšení vodivosti.

Měření odporu se provádí dvěma různými způsoby. Pokud je měření prováděno mezi protichůdnými povrchy elastomeru, musí být horní nakontaktovaná vrstva tvořená pružným tištěným obvodem, který zajistí flexibilitu při stlačení senzoru. Měření odporu pouze z jedné strany je dosaženo pomocí uspořádání této vrstvy do kroužků a teček. Senzory jsou taktéž vytvořeny použitím elastomerních plásek poskládaných do maticové struktury, kde k měření odporu dochází v místech křížení těchto pásek. [7]



Obr. 3.2: Řez strukturou vodivého elastomeru [7]

Ačkoli jsou snímače s vodivým elastomerem konstrukčně jednoduché, mají několik nevýhod:

- Elastomer má poměrně velkou nelineární časovou konstantu, která se liší při zatížení elastometru a při jeho uvolnění.
- Závislost působící síly na změně odporu je silně nelineární, proto je zapotřebí použít algoritmů pro zpracování signálů.
- Kvůli opakovanému namáhání senzoru klesá jeho citlivost díky přesunu částic odpovědných za snížení odporu při zatížení. Tato únava materiálu se projeví permanentní deformací a je zapotřebí senzor po určitém počtu měření vyměnit.

Navzdory uvedeným nedostatkům, většina analogových taktilních senzorů používaných v průmyslu a automatizaci je založena na principu změny odporu při zatížení. Je to dáno hlavně tím, že jsou senzory konstrukčně jednoduché a jednoduše použitelné pro aplikace v robotice. [6][7]

3.2 Tenzometry

Tenzometry jsou senzory, které využívají piezorezistivního jevu. Pokud dochází vlivem mechanického namáhání k pružné deformaci senzoru, tak důsledkem je změna jeho elektrického odporu. Pružné deformace jsou zpravidla vyvolány tlakem nebo tahem a síly, které je vyvolaly odpovídají platnosti Hookova zákona, který popisuje pružnou deformaci materiálu působením síly.

Tenzometry jsou zhotoveny z kovů nebo polovodičových materiálů. Při působení síly a následné deformaci materiálů dochází ke změnám v orientaci krystalu a tudíž ke změně odporu. Namáhání vodiče o délce l , s plochou průřezu S tahovou silou způsobuje nejen geometrické deformace, ale také mikrostrukturální změnu materiálu, ovlivňující rezistivitu ρ podle vztahu [8]

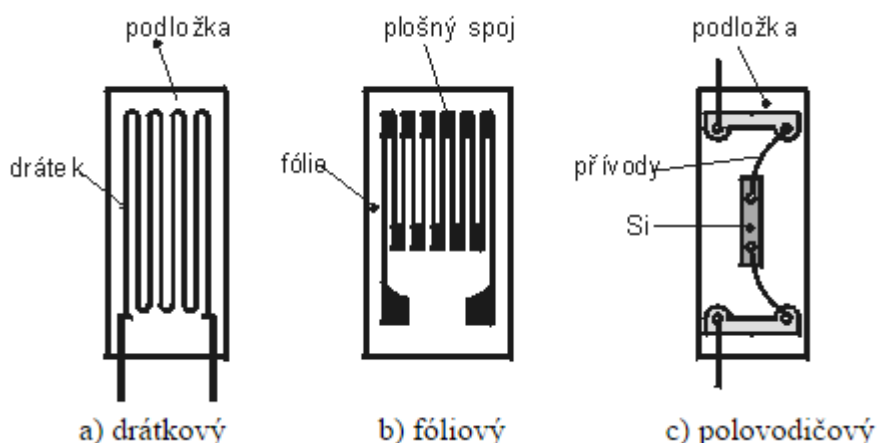
$$R = \frac{\rho l}{S}, \quad (3.1)$$

Je zřejmé, že při deformaci materiálu se jeho délka změní o Δl , plocha o ΔS a v důsledku změn krystalografické orientace dojde také ke změně měrného odporu o $\Delta \rho$. Při namáhání tahem dochází ke zvětšování délky a k zmenšování průřezu, aby byl zachován objem. Z rovnice 3.1 vyplývá, že dochází ke zvětšování odporu. Při stanovení relativní deformace $\varepsilon = \Delta l / l$ lze pro relativní změnu odporu za předpokladu pružné deformace stanovit vztah [9]

$$\frac{\Delta R}{R} = k \frac{\Delta l}{l} = k \varepsilon \quad (3.2)$$

kde k je dán jako součinitel deformační citlivosti nebo tenzometrická konstanta, která je závislá na materiálu vodiče [9]. Koeficient k by neměl být závislý na teplotě, deformaci a struktuře deformačního materiálu. Jeho hodnota se určuje téměř vždy experimentálně.

Při měření deformace materiálu neměříme poměrnou změnu odporu, ale přímo diferenci ΔR , která je závislá na změně Δl , tudíž je potřeba zajistit co největší délku vodiče l . Proto se tenzometry konstruují do tvarů uvedených na obr. 3.3.



Obr. 3.3: Ukázka provedení odporových tenzometrů [9]

Kovové tenzometry se zhotovují z tenkých odporových drátků o průměru 0,02 až 0,05 mm [9], které jsou vinuty podle obr. 3.3 na tenký papírový nebo plastický podklad. Konce drátku jsou opatřeny vývody a celý senzor se připevňuje k materiálu pomocí speciálního lepidla. Fóliové tenzometrické snímače jsou v dnešní době nejpoužívanějším typem. Vytváří se odleptáním tenké odporové fólie a disponují lepšími vlastnostmi než tenzometry drátkové. Jsou vyráběny fotolitografickou metodou v nejrůznějších tvarech přizpůsobených dané aplikaci. Nosnou izolační vrstvou je u těchto tenzometrů polyamid a po nalepení velmi dobře kopírují měřenou deformaci. Další metodou výroby tenzometrů je metoda naprašování. Tyto senzory se používají výhradně pro měření tlaku.

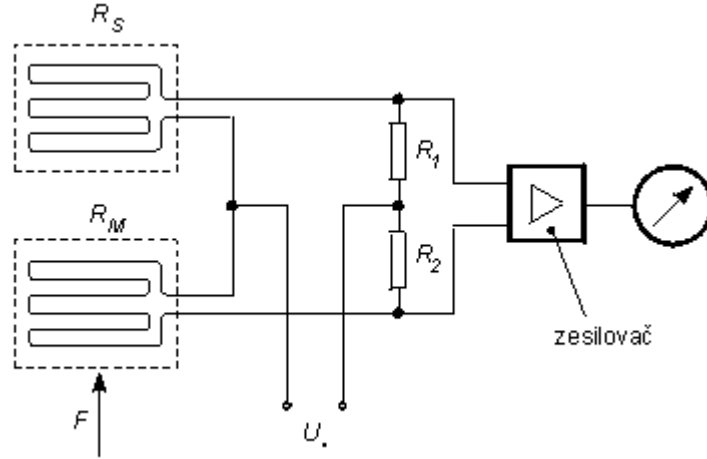
Polovodičové tenzometry jsou vyrobeny především z monokrystalu nebo planární technologií na křemíkovém nebo jiném substrátu. Senzory z monokrystalu se lepí na formaldehydovou podložku nebo přímo na měřicí mechanický člen. V důsledku mechanického namáhání v určité ose monokrystalu nebo v difúzní vrstvě polovodiče dochází ke změně elektrické vodivosti. Změna odporu závisí na typu polovodiče i na koncentraci příměsí. Polovodičové tenzometry se vyznačují především nelineární závislostí relativních změn odporu na měřené deformaci. Konstanta k je závislá na typu vodivosti, dosahuje kladných hodnot u polovodiče typu P a záporných hodnot u polovodiče typu N.

Nejčastější zapojení používané pro tenzometrická měření je Wheatstoneův můstek, který eliminuje vliv teploty na měření. Základem tohoto zapojení jsou 2 tenzometry, které jsou kvůli zajištění stejné teploty umístěny blízko sebe. V jedné větvi je tenzometrický snímač R_M vystavený účinkům působící síly F a v druhé větvi je srovnávací tenzometr R_S , který je odpovědný za eliminaci vlivu teploty. Tyto 2 tenzometry musí být stejné a tenzometr R_S nesmí být mechanicky namáhán. Zapojení je uvedeno na obr. 3.4.

Odporových tenzometrů se využívá pro měření deformací v širokém rozmezí působících sil, mechanického napětí, sil, momentů a namáhání. V automatizaci a robotice se tenzometry využívají k měření úchopné normálové a smykové síly. [6] [8] [9]

3.3 Kapacitní senzory

Kapacitní senzory využívají změny společných ploch elektrod deskových nebo ve tvaru souosých válců. Měří se deformace pružného dielektrika umístěného mezi elektrodami se známými mechanickými vlastnostmi. Další možností je konstrukce v podobě jedné elektrody pružné a druhé fixované. Pro kapacitu jednoduchého rovinného



Obr. 3.4: Tenzometrický můstek s teplotní kompenzací [9]

kondenzátoru platí vztah

$$C = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r S}{d}, \quad (3.3)$$

kde S je plocha elektrod, d je vzdálenost elektrod, ε_0 je permitivita vakua a ε_r je relativní permitivita.

Ze vztahu 3.3 vyplívá, že změnu kapacity kondenzátoru lze způsobit změnou plochy elektrod, vzdálenosti mezi elektrodami nebo změnou relativní peritivity ε_r . Pro nás je nejdůležitější změna kapacity vlivem změny vzdálenosti mezi elektrodami. Při změně vzdálenosti mezi elektrodami o Δd platí vztah [10]

$$C = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r S}{d + \Delta d} = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r S}{d_1} \quad (3.4)$$

Potom platí [10]

$$\frac{C_1}{C} = \frac{1}{1 + \frac{\Delta d}{d}} \quad (3.5)$$

Charakteristika je nelineární. Kapacitní snímače se používají pro jejich jednoduchost konstrukce a malou hmotnost. Nevýhoda spočívá v kompenzaci parazitního vlivu spojovacího kabelu a také na proměnném rozměru snímače vlivem teploty.

Pomocí kapacitních snímačů se měří především poloha, tlak, kroutící moment, hladina, vlhkost atd. [6][10]

3.4 Piezoelektrické senzory

Piezoelektrické senzory jsou založeny na přímém piezoelektrickém jevu, který je charakterizován změnou elektrické polarizace určitých materiálů vlivem mechanické deformace. Tímto se vyznačují krystaly s anizotropními vlastnostmi, které nemají střed souměrnosti. Mezi ně patří například křemen, titaničitan barnatý, olovnatý a některé makromolekulární látky, zejména polyvinylidenfluorid (PVDF).

Princip spočívá v tom, že aplikovaná síla působící na daný piezoelektrický materiál vyvolá vznik elektrického náboje, který lze naměřit na přiložených elektrodách. Tyto senzory se používají pro měření měnícího se tlaku v čase, snímání statického tlaku nebo síly není možné[11].

Senzory jsou konstrukčně jednoduché a jejich předností jsou malé rozměry. Nevýhodou je velká hystereze a velký vnitřní odpor, který vyžaduje vyhodnocovací obvody se vstupním odporem v řádech $10^{12}\Omega$. Pro snímání pomaleji měnících se sil se proto používají speciální nábojové zesilovače, které mají velký vstupní odpor.

Senzory se vyrábí v různých rozměrech a tloušťkách, aby vyhovovaly dané aplikaci. [6][11][9]

4 NÁVRH SYSTÉMU

V následující kapitole se budeme věnovat návrhu dynamického plantografu. Uvedeme použité snímací prvky, jejich uspořádání a převod nasnímaných dat do počítače. V závěru této kapitoly se budeme věnovat také softwarovému návrhu pro vizualizaci nasnímaných dat.

4.1 Snímací plošina

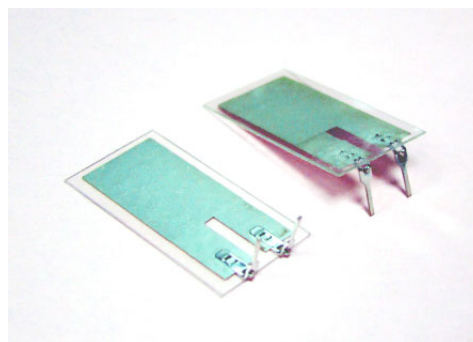
Za základní část plantografu můžeme určitě označit měřicí plošinu. Ta se skládá z pevné desky a vhodně uspořádaných taktilních senzorů. U desky je důležitá její pevnost kvůli nutnosti nést většinu hmotnosti člověka a také nízká hmotnost kvůli snadnému přemísťování plošiny. Jako vhodný materiál se proto jeví hliník, který splňuje oba tyto požadavky. Rozměry plošiny by měly být větší než rozměry lidské nohy. Když uvážíme, že aktivní plocha této plošiny, na které budou umístěny senzory bude menší než celková plocha, měla by mít plošina na délku 320 mm a na šířku 180 mm. Z těchto údajů je jasné, že snímání bude probíhat pouze pro jednu nohu, v dalším rozboru bude uvedeno proč.

Další nedílnou součástí měřicí platformy jsou taktilní senzory. Jejich vhodným uspořádáním se dá zajistit velmi efektivní snímání zkoumaného povrchu a rozložení tlaku nebo působící síly. Nejvhodnějším uspořádáním je tedy uspořádání do matice. Takto postavené senzorové pole nám poskytne informaci o prostorovém rozložení tlaku pod ploskou nohy, celkovou plochu chodidla a jiné parametry. Toto uspořádání se dá realizovat pomocí jednotlivých senzorů, pomocí kterých se matice realizuje nebo je možné sehnat již hotovou matici senzorů.

Jako nejvhodnější se jeví postavit senzorové pole pomocí PVDF senzoru FS-2513P od firmy Pro-wave Electronic nebo pomocí FSR senzoru typu 400 nebo 402 od výrobce Interlink Electronics. U senzoru FS-2513P je největší nevýhoda v jeho rozměrech, které jsou 25x13 mm [13]. FSR senzoru má hlavní nevýhodou v jeho vysoké pořizovací ceně. Proto také volíme rozměry snímací plošiny pouze pro jednu nohu.



Obr. 4.1: FSR senzor typu 402 a 400 [12]



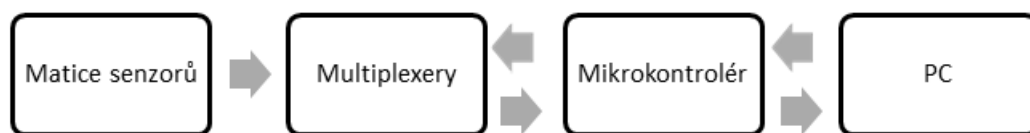
Obr. 4.2: PVDF fólie PROWAVE FS 2513-P [13]

4.2 Zapojení matice senzorů a zpracování výstupních signálů

Elektronika použitá při snímání signálu z jednotlivých taktilních prvků matice musí splňovat určité požadavky. Povrch musí být schopen se přizpůsobit tlakovému zatížení při styku plošky nohy se snímací plošinou. Důležité je zvolit vhodný způsob připojení vodičů, které je potřeba navíc minimalizovat z důvodu problematiky montáže a prostorového umístění.

Pro sběr dat se mohou využít dvě různé zapojení, a to pomocí sběrnice nebo pomocí zapojení do řádků a sloupců. Sběrnice pracuje na principu adresace každého prvku matice snímače zvlášť a zvolený prvek posílá údaje na společnou datovou sběrnici. Nevýhoda tohoto řešení je jeho složitost, protože je třeba každý prvek připojit na příslušné vstupně výstupní rozhraní. Druhý způsob je založen na principu řádků a sloupců. Počet vodičů oproti prvnímu zapojení vzroste, ale zapojení je celkově jednodušší. Nevýhodou tohoto zapojení je připojení celé řady nebo sloupce, které může vést ke zkratům mezi vodiči a ovlivňování sousedních prvků. [14]

Postup zpracování nasnímaných dat bude probíhat tak, že napěťové změny vyvolané tlakem na taktilní senzor budou multiplexovány na analogový vstup platformy Arduino, kde dojde k A/D převodu vstupního signálu. Mikroprocesor bude mít za úkol ovládat multiplexery, bude obstarávat A/D převod a bude komunikovat s PC pomocí sériového rozhraní RS-232. V případě použití PVDF fólie bude mezi multiplexorem a A/D převodníkem zařazen ještě nábojový zesilovač. Blokové schéma je uvedeno na obr. 4.3.



Obr. 4.3: Blokové schéma pro návrh systému

4.3 Návrh software

Pro programování mikrokontroléru lze použít buď jeho vlastní Arduino software nebo přepnout do programovacího jazyka AVR C, na kterém je založen. Novinkou je nyní možnost programování pomocí Matlabu, verze 2014, který obsahuje toolboxy pro práci s touto platformou. Program bude zajišťovat správný chod analogových multiplexerů, načtení jednotlivých signálů z každého taktilního senzoru zvlášť a bude také informovat o poloze nebo indexu daného senzoru v matici. Dále bude program umožňovat volit snímkovací frekvenci.

Zpracování informací získaných ze senzorů bude zajišťovat programovací jazyk Matlab. Software bude umožňovat zobrazení rozložení tlaku pod ploškou nohy v odpovídajícím měřítku, aby byl z obrazu patrný i rozměr nohy a bude taktéž umožňovat zobrazit rozložení tlaku v různých časových momentech daných zvolenou snímkovací frekvencí při vyšetření dynamiky chůze. Při vyšetření stoje bude software schopen rozeznat, jestli se jedná o určitou patologii nožní klenby.

Pro zobrazení se zvolí klasická škála barev, tudíž červená barva bude odpovídat hodnotě maximálního tlaku a modrá barva bude značit tlak minimální. Software bude vyhodnocovat další parametry, mezi které patří tlak, celková síla, COP (Centre of pressure), stanovení časových intervalů mezi začátkem a koncem zatížení určité části nohy, maximální tlak naměřený na jednom senzoru v určité oblasti, osa chodila a další. Pro práci se softwarem bude vytvořeno uživatelské prostředí.

5 REALIZACE SYSTÉMU

Tato kapitola rozebírá celou realizaci systému. Nejdříve je popsána realizace snímací plošiny a kompletní elektroniky. Další část se věnuje programování řídicí elektroniky a poté realizaci software pro zpracování a vizualizaci dat.

5.1 Realizace snímací plošiny a hardware

Realizace spočívala v použití nejvhodnějšího typu senzoru, stanovení počtu a sestavení matice taktilních senzorů a sestavení elektroniky pro zpracování dat získaných z této matice.

5.1.1 Volba senzoru

Nejvhodnější volba senzoru pro realizaci metody dynamické plantografie se ukázala v senzoru FSR od firmy Interlink Electronics. Jedná se o jediný dostupný typ FSR senzoru na českém trhu. Volba na tento senzor padla z důvodu jednoduchosti zapojení a také tento typ senzorů využívá většina profesionálních systémů.

FSR senzor 400 je součástka z celé rodiny jednosměrových taktilních senzorů od firmy Interlink Electronics. Tyto senzory jsou polymerní, tenkovrstvé součástky, které se projevují snížením svého odporu v závislosti na zvyšující se síle, která působí kolmo na plochu tohoto senzoru. Citlivost na přiloženou sílu je optimalizována pro použití pro lidské ovládání elektronických prvků v oblastech automatizace, medicínských systémů a robotiky.

Rodina senzorů FSR 400 se vyrábí v šesti různých provedeních, lišících se velikostí a způsobem připojení. V naší aplikaci byly použity 2 typy těchto senzorů, a to model 400 a model 400 'Short Tail', s krátkým provedením vývodů. Klasický model 400 je umístěn na krajích matice, model se zkrácenými vývody je umístěn ve středové řadě matice. Schémata obou modelů jsou uvedeny v příloze B. Dále jsou v tab. 5.1 uvedeny charakteristiky senzoru. [12]

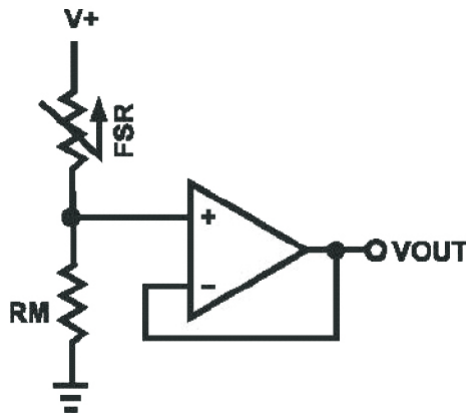
Pro jednoduchý převod síla-napětí, je FSR senzor použit jako měřicí odpor v zapojení napěťového děliče. Tento dělič je znázorněn na obr. 5.1. Výstupní napětí tohoto děliče je popsáno rovnicí [15]

$$V_{OUT} = \frac{R_M V_{in}}{(R_M + R_{FSR})}, \quad (5.1)$$

Tab. 5.1: Charakteristiky senzoru [12]

Charakteristiky senzoru	Hodnoty
Rozlišení senzoru	0,2 N
Snímací rozsah	0,2 N - 20 N
Způsob snímání	Kontinuální
Odpor bez působící síly	$>10\text{M}\Omega$
Doba nástupné hrany	$<3\ \mu\text{s}$
Opakovatelnost na jeden senzor	$\pm 2\%$
Opakovatelnost mezi senzory	$\pm 6\%$
Zátěžová stálost: 2,5 kg po 24 hodin	-5 % průměrná odporová změna
Opakovací stálost: 10 milionů testování, 1 kg, 4Hz	-10 % průměrná odporová změna

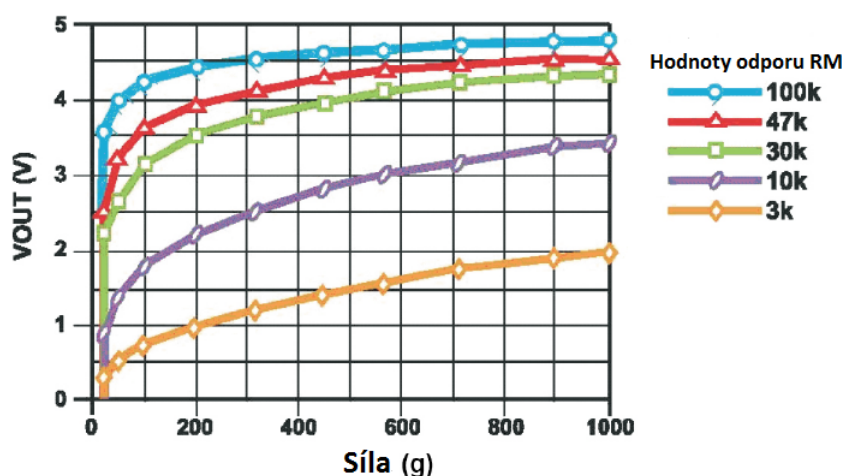
V tomto zapojení napětí vzrůstá s rostoucí silou, působící na senzor. Pokud by došlo k prohození odporů R_{FSR} a R_M , výstupní napětí by s rostoucí silou klesalo. Měřicí odpor R_M je vybrán pro maximalizaci požadovaného citlivostního rozsahu a k omezení protékajícího proudu. Minimální hodnota odporu R_{FSR} se pohybuje okolo $1,5\ \text{k}\Omega$.



Obr. 5.1: Zapojení FSR senzoru s odporem R_M jako napěťový dělič [12]

Křivky síly v závislosti na výstupním napětí děliče jsou znázorněny na obr. 5.2. Tyto křivky popisují zapojení FSR senzoru jako měřícího, tudíž se vzrůstající silou napětí též roste. Napájecí napětí je 5 V, stejné napětí je také použito v realizované aplikaci. Jako odpor R_M byl použit odpor s hodnotu $10\ \text{k}\Omega$ jako kompromis mezi co

nejlineárnější závislosti působící síla-výstupní napětí a omezením tekoucího proudu. [12]



Obr. 5.2: Graf závislosti působící síly na výstupním napětí pro různé hodnoty odporu R_M [12]

5.1.2 Zapojení senzorů

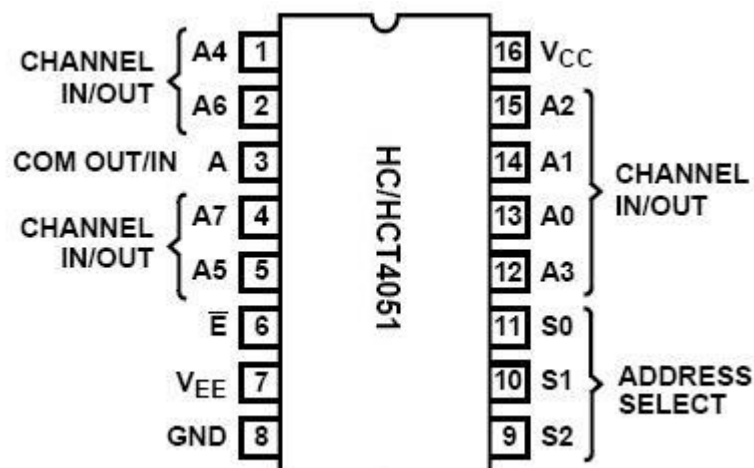
Senzory jsou zapojeny do matice o velikosti 7x3 a jejich středy jsou mezi sebou vzdáleny 4cm, takže v tomto zapojení tvoří matici o velikosti 24x8cm.

Pro daný počet senzorů bylo jako nejvhodnější zapojení zvoleno zapojení pomocí sběrnice. V tomto zapojení je každý prvek adresován zvlášť a výhoda oproti zapojení pomocí řádků a sloupců spočívá v tom, že nedochází k přeslechům mezi jednotlivými senzory, zapojení a zpracování dat je jednodušší. Nezbytným prvkem při realizaci tohoto zapojení je analogový multiplexer. V našem systému byl použit osmikanálový analogový multiplexer 74HCF4051 NXP od firmy ST Microelectronics.

Multiplexer je monolitický integrovaný obvod a digitálně ovládaný analogový přepínač, který se vyznačuje nízkou vstupní impedancí a velmi malým proudem tekoucím v neaktivním režimu. Jeho spotřeba je velmi nízká a nezávislá na logické hodnotě kontrolních vstupů. Pokud je na pinu E přítomna log. 1, všechny vstupně-výstupní kanály jsou neaktivní [16].

Multiplexer pracuje na principu vybírání jednotlivých vstupů, kde každý vstup převede v určitém časovém intervalu na výstup. Tím se podstatně sníží nároky na řídicí elektroniku, u které nebude potřeba tolika analogových vstupů.

V realizaci je použito pouzdro SOIC 16, konfigurace pinů je znázorněna na obr. 5.3



Obr. 5.3: Konfigurace pinů multiplexeru 74HC4051 [16]

Z obrázku lze vidět, že piny 1-2, 3-4 a 12-15 jsou piny vstupní, do kterých ústí výstup děliče v zapojení uvedeném na obr. 5.1. Pin COM OUT/IN je výstupem multiplexeru, pin V_{CC} je připojen na napájecí napětí a piny E, V_{EE} a V_{SS} jsou připojeny na zem. Piny A, B a C zajišťují správné přepínání vstupů na výstup. Doporučené podmínky pro správnou funkci multiplexeru jsou uvedeny v tab. 5.2.

Tab. 5.2: Tabulka s doporučenými podmínkami pro správu funkcí obvodu [16]

Symbol	Parametr	Hodnota	Jednotka
V_{DD}	Napájecí napětí	3 až 15	V
V_I	Vstupní napětí	0 až V_{DD}	V
T_{op}	Pracovní teplota	-40 až + 25	°C
I_I	Vstupní proud	+/-10	mA
P_{tot}	Celková spotřeba	200	mW

Funkce multiplexeru tkví v selektování jednotlivých vstupů na výstup pomocí binární kontroly vstupů A, B a C. To znamená, že při nastavení úrovně na každém vstupu buď na log. 0 nebo na log. 1 je zvolen určitý vstupní pin jako výstupní, tudíž se na výstup přenese napětí na tomto pinu. Pravdivostní tabulka pro multiplexer je uvedena v tab. 5.3.

Tab. 5.3: Pravdivostní tabulka pro ovládání multiplexeru [16]

Vstupní stavy				Aktivní kanál
Enable	C	B	A	-
0	0	0	0	0
0	0	0	1	1
0	0	1	0	2
0	0	1	1	3
0	1	0	0	4
0	1	0	1	5
0	1	1	0	6
0	1	1	1	7
1	X	X	X	Žádný

5.1.3 Řídící elektronika

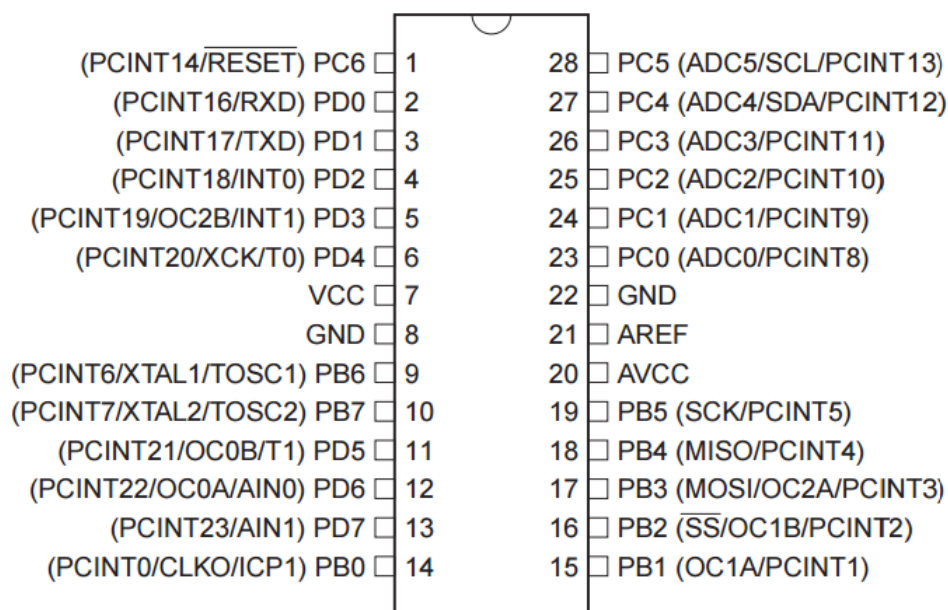
Řídící elektroniku tvoří osmibitový mikroprocesor ATmega 328P, který je jádrem elektronické platformy Arduino. Obsahuje 14 digitálních vstupně/výstupních pinů, ze kterých může být 6 použito pro PWM modulaci, 6 analogových vstupů, 16 MHz krystal, USB port pro připojení k PC, napájecí konektor 'jack', ICSP lištu a tlačítko reset. Technické specifikace platformy jsou uvedeny v tab. 5.4.

Tab. 5.4: Technické specifikace platformy Arduino UNO [17]

Mikrokontrolér	ATmega 328P
Pracovní napětí	5 V
Vstupní napětí(doporučené)	7 - 12 V
Digitální I/O piny	14 (6 pro PWM modulaci)
Analogové vstupní piny	6
DC proud na I/O pin	20 mA
DC proud z 3,3 V pinu	50 mA
Paměť Flash	32 KB, 0,5 KB je použito pro bootloader
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Frekvence krystalu	16 MHz

Důležitým prvkem mikroprocesoru je A/D převodník, který převede analogový vstup do digitální podoby, aby bylo možné data na tomto analogovém vstupu dále zpracovávat pomocí PC. Převodník je desetibitový, takže hodnota napětí na analogovém vstupu se zobrazí v rozmezí 0 - 1023 (nula odpovídá analogové hodnotě 0 V,

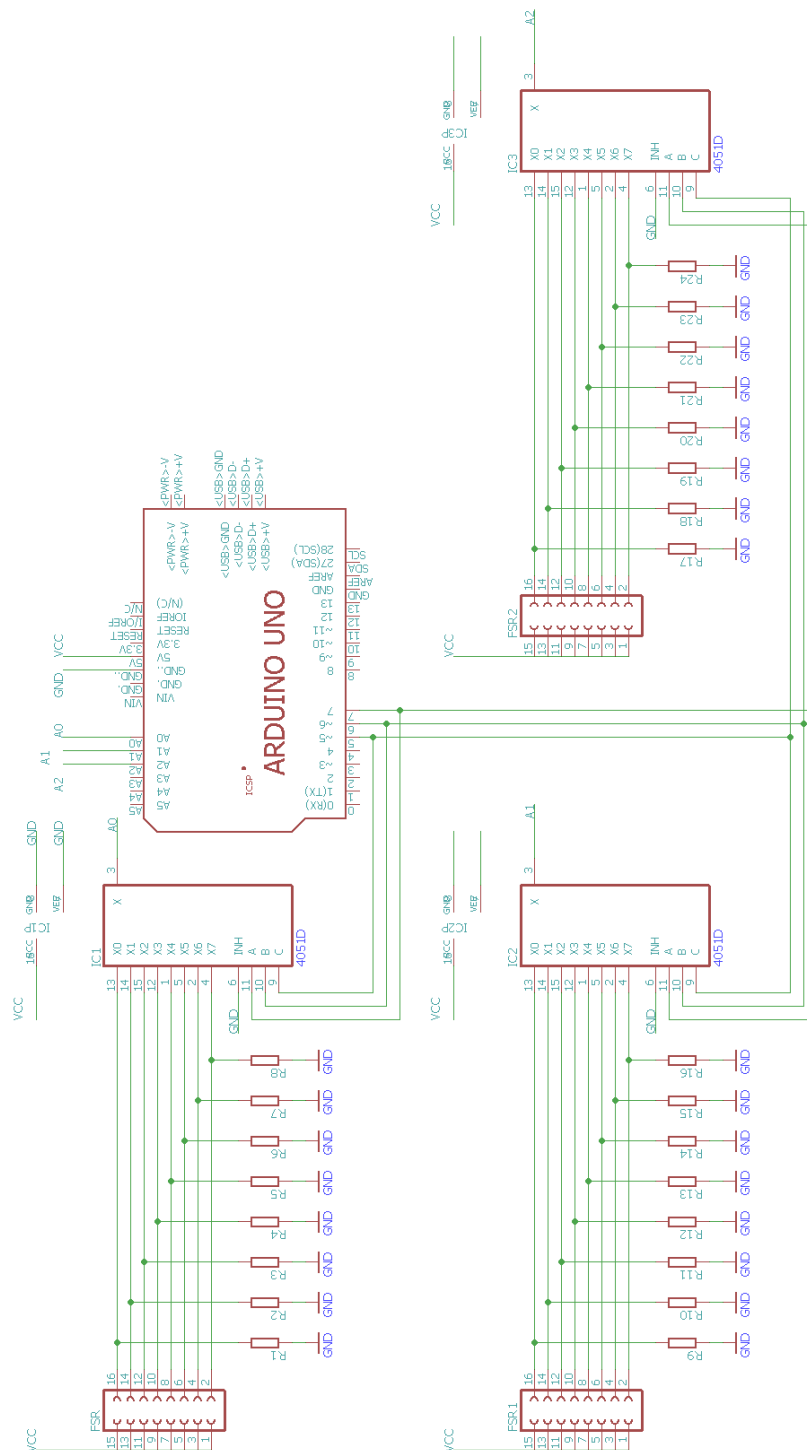
1023 zase odpovídá analogové hodnotě 5 V). Piny obstarávající A/D převod jsou AV_{CC} , který je napájecí pin pro A/D převodník a je většinou připojen na napájecí napětí V_{CC} přes dolnoproustný filtr. Pin $AREF$ je analogový referenční pin pro A/D převodník. Jednotlivé zapojení pinů je uvedeno na obr. 5.4. [17][18]



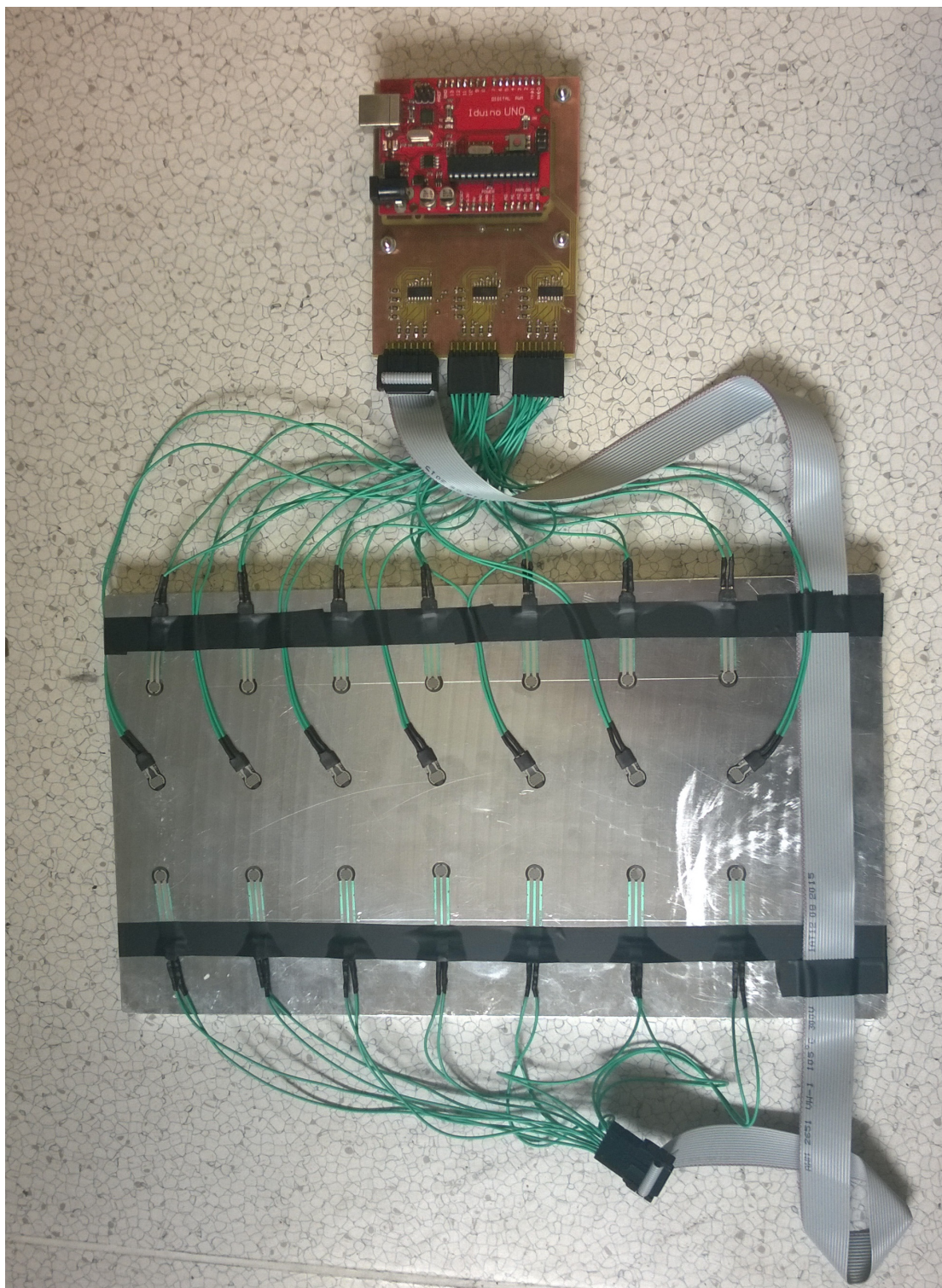
Obr. 5.4: Konfigurace pinů mikrokontroléru ATmega 328P [18]

5.1.4 Celkové sestavení elektroniky

Schéma zapojení celého obvodu lze vidět na obr. 5.5. Na pinovou lištu s názvem FSR jsou připojeny dané FSR senzory. Na vstup senzoru je připojeno napájecí napětí 5 V, které je zprostředkováno přes USB kabel. Výstup senzoru je připojen na uzel mezi měřicí odpor R a vstup multiplexerů. Jejich řídicí piny A, B a C jsou ovládány digitálními výstupy 7, 6 a 5. Výstupy jednotlivých multiplexerů jsou zapojeny na analogové vstupy A0, A1 a A2. Napájení multiplexerů se provádí také napájecím pinem 5 V. Ochranu měřícího obvodu tvoří pojistka, která se nachází na platformě Arduino a její hodnota je 0,5 A. Na obr. 5.6 se nachází snímek kompletního systému. Schéma a layout desky byly vytvořeny v návrhovém softwaru Eagle, verze 7.3.0. Layout desky, osazovací plán obraz hotové desky plošných spojů se nachází v příloze C.



Obr. 5.5: Schéma zapojení obvodu



Obr. 5.6: Snímek realizovaného systému pro měření dynamické plantografie

5.2 Realizace software

Podkapitola pojednává o programování firmwaru mikrokontroléru vytvořeném v programovém prostředí Arduino IDE. Dále se zabývá načtením a následnou úpravou

naměřených dat, jejich vizualizací, dalším zpracováním v prostředí Matlab a vytvořením uživatelského prostředí.

5.2.1 Firmware pro mikrokontrolér

Firmware, který je nahrán v mikrokontroléru, byl vytvořen v programovém prostředí Arduino IDE. Toto vývojové prostředí je napsáno v jazyce Java a programovací jazyk, ve kterém se kódy pro Arduino píší se nazývá Wiring a velmi se podobá jazyku C++.

Program pro mikrokontrolér je poměrně jednoduchý. Na jeho začátku dojde k deklaraci vstupně výstupních proměnných. Proměnnými, které budou do mikrokontroléru vstupovat jsou analogové vstupy A0, A1, A2. Dále se nastaví jako proměnné digitální piny D5, D6, D7. Následuje nastavení přenosové rychlosti na 11500 baudů, poté se pomocí funkce `pinMode` nastaví dříve zmíněné digitální piny jako výstupy z mikrokontroléru. Pomocí následující funkce `readSensor` dochází k multiplexování každého multiplexeru zvlášť a čtení výstupu multiplexeru jako analogového vstupu pro mikroprocesor. Uvedená funkce je pro první multiplexer a pro analogový vstup A0.

```
int readSensor1 (const byte which)
{
    // nastavení správného MUX kanálu
    digitalWrite (adresaA, (which & 1) ? HIGH : LOW);
    digitalWrite (adresaB, (which & 2) ? HIGH : LOW);
    digitalWrite (adresaC, (which & 4) ? HIGH : LOW);
    // precteni hodnoty senzoru
    return analogRead (sensor1);
}
```

Na konci programu je nekonečná smyčka, ve které probíhá ve *FOR* cyklu zobrazování hodnot všech sedmi senzorů pro každý multiplexer a výpis těchto hodnot pomocí příkazu `serial.Println(readSensor(i))`. Hodnoty jsou ve formě vektoru, a prvních 7 hodnot tvoří levý sloupec matice senzorů, dalších 7 hodnot tvoří prostřední sloupec a následujících 7 hodnot tvoří levý sloupec matice senzorů. Tato posloupnost při každém komunikačním cyklu opakuje. Nekonečná smyčka končí příkazem `delay(100)`. Tento příkaz je pro naši aplikaci poměrně důležitý, protože nastavuje zpoždění smyčky v milisekundách a vlastně rychlost komunikace mezi mikrokontrolérem a PC. Z toho plyne, že udává vzorkovací kmitočet celého systému,

který je důležitý pro měření dynamiky kroku. Zpoždění 100 ms, což znamená vzorkovací kmitočet 10 Hz, se zdá jako vhodný kompromis mezi rozlišením a výpočetní náročností při následném zpracování a vizualizaci těchto dat.

5.2.2 Zpracování naměřených dat

Program pro zpracování dat je vytvořen v programovém prostředí Matlab. Účelem programu je zpracovat a vizualizovat naměřená data a také zajistit uživateli jednoduchost ovládání pomocí GUI (Guide User Interface).

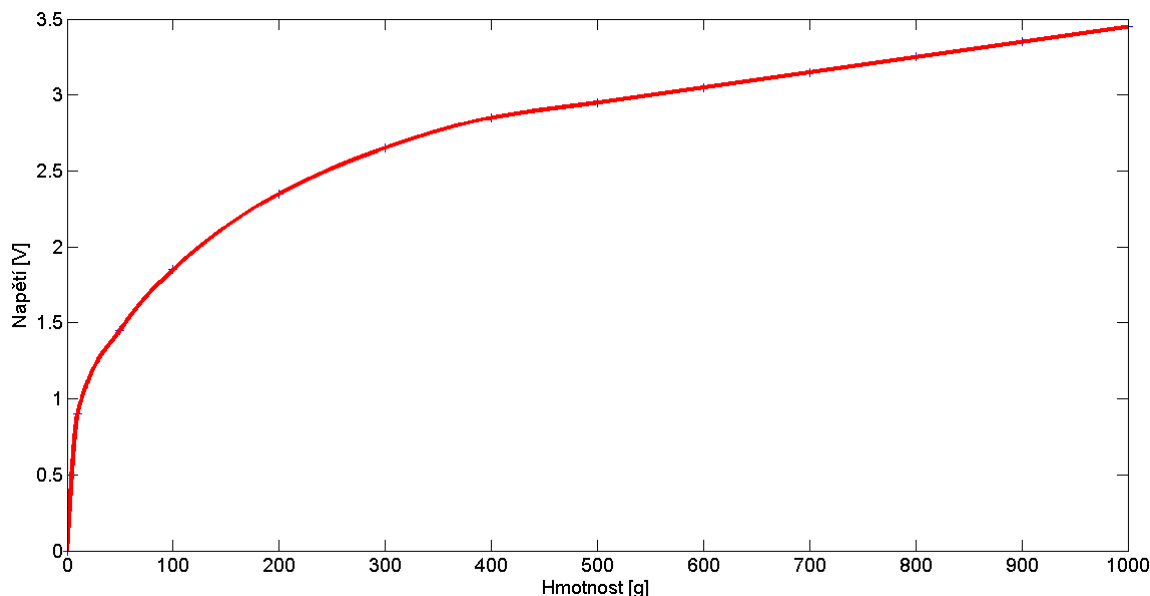
Komunikace s mikrokontrolérem je navázána pomocí funkce `serial`. Vstupy funkce je port, na kterém je připojena elektronika s deskou Arduino a přenosová rychlost mezi mikrokontrolérem a PC, která musí být stejná jako ve firmwaru pro mikrokontrolér. Tato funkce vytvoří sériový objekt. Funkcí `fopen` se k tomuto objektu připojí a dále pomocí funkce `fscanf` uloží hodnoty odeslané pomocí sériové linky z mikrokontroléru do proměnné. Až jsou potřebné data načteny a uloženy, funkce `fclose` provede odpojení od sériového objektu.

Načítání hodnot má dvě varianty. V první se načte jeden snímek, tudíž jeden výstup z každého senzoru, což dohromady znamená 21 hodnot. V tomto případě se jedná o měření statické. V dynamickém měření potřebujeme snímků víc a proto si lze jejich počet i nastavit. V programu se nastavuje čas měření, který je při vzorkovací frekvenci 10 Hz desetina počtu naměřených snímků. Když tedy zadáme čas měření 3 s, program načte 30 snímků po 21 hodnotách, tudíž dojde k uložení 630 hodnot přijatých po sériové lince.

Dále dojde k převodu načteného vektoru do 3D matice, kde pozice načteného hodnoty odpovídá pozici senzoru v matici, ze kterého byla hodnota získána. Třetím rozměrem v této matici je čas. Při statickém měření má tedy tato matice třetí rozměr roven 1.

Jelikož jsou výstupy z jednotlivých senzorů načteny pomocí detesibitového čísla 0-1023, je potřeba tuto hodnotu převést na napětí. Číslo 1023 odpovídá velikosti napětí 5 V, takže konstanta, kterou budeme celou matici násobit je 0,00488.

Dále je potřeba provést převod z tohoto výstupního napětí na sílu nebo hmotnost působící na senzor. Vyjdeme z obr. 5.2, kde se zaměříme na fialovou křivku, která udává převodní charakteristiku při zatěžovacím odporu 10 k Ω . Jelikož k převodní charakteristice nebyly v katalogu žádné podrobnější data, realizace této funkce vycházela právě z této křivky, kdy došlo k odečtení hodnot a poté pomocí funkce `interp1` k interpolaci dat mezi jednotlivými hodnotami pomocí kubické interpolace. Převodní charakteristika je znázorněna na obr. 5.7.



Obr. 5.7: Převodní charakteristika napětí-hmotnost

Tato křivka je pomocí funkce `linspace` rozdělena na 10000 hodnot, takže je určena hodnota napětí pro každý miligram. To nám ale nezaručí, že každá hodnota napětí bude přiřazena dané hodnotě hmotnosti. Tento problém je vyřešen tím, že se určí minimální difference mezi aktuální hodnotou napětí na daném senzoru se všemi prvky převodní charakteristiky. Zdrojový kód pro určení minimální difference mezi napětím senzoru a napětím v převodní charakteristice a následným přiřazením odpovídající hmotnosti je uveden níže. Proměnná *napeti* je 3D matice s hodnotami napětí získanými z matice senzorů a proměnná *graf2* je převodní charakteristika uvedená na obr. 5.7.

```
for i = 1:size(napeti,1)
    for j = 1:size(napeti,2)
        for k=1:size(napeti,3)
            dif = abs(graf2(2,:) - napeti(i,j,k));
            [m,p] = min(dif);
            gram(i,j,k) = graf2(1,p);
        end
    end
end
```

Dále se pomocí funkce `padarray` rozšíří načtená matice senzorů o nuly tak, že funkce přidá řádek a sloupec nul na začátek, na konec, na levý okraj a na pravý okraj.

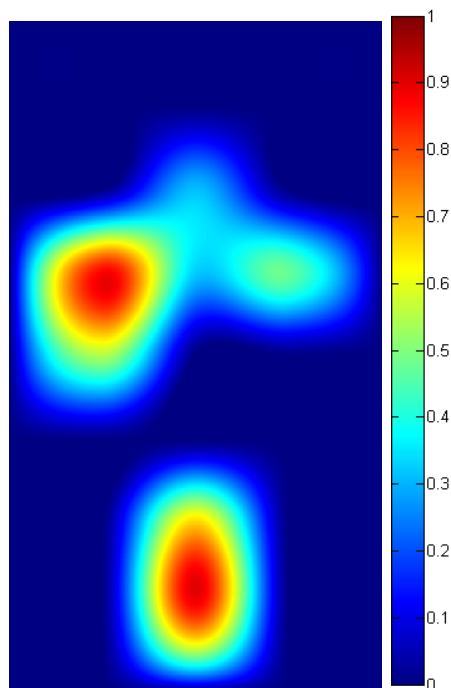
Tímto se vytvoří další senzory, které nebudou nikdy zatížené a budou tvořit jakýsi imaginární okraj měřící plošiny. Z matice 7x3 vznikne matice 9x5. Tato úprava se provádí kvůli lepší vizualizaci naměřených výsledků.

Z důvodu malého množství použitých senzorů musí docházet při zobrazování výsledků k poměrně výrazné interpolaci dat, kterou nám zajistí funkce `interp2`. Pro zachování poměrů délky a šířky matice jsme vybrali rozšíření matice z rozměrů 9x5 na 450x250 a metodu interpolace jako kubickou. Při tomto druhu interpolace může docházet i k zákmitům, kdy interpolované hodnoty mohou nabývat záporných čísel. Tento fakt byl ošetřen jednoduchým nahrazením těchto záporných hodnot nulou.

Vizualizace dat probíhá pomocí funkce `imshow`. Do této funkce vstupuje matice o velikosti 450x250 v rozmezí hodnot prvků 0 až 1. Hodnoty v matici byly normalizovány kvůli potřebnému pseudobarvení, protože prosté vykreslení této matice by mělo za následek šedotónový obraz, kde černá barva by odpovídala nulové hodnotě hmotnosti a bílá barva maximální hodnotě hmotnosti. Pro pseudobarvení byla použita funkce `colormap jet`, kde obarvený obraz má parametry potřebné pro konvenční zobrazování působící síly, tudíž modrou barvu pro nulovou hodnotu síly (hmotnosti) přes zelenou a žlutou po červenou, která odpovídá maximální síle, která má hodnotu 10 N (1 kg). Vedle obrazu se nachází barevná škála a k ní přiřazené hodnoty zatížení (působící hmotnosti) v kilogramech. Výstupní obraz je uveden na obr. 5.8.

Při zobrazování krokového cyklu a dynamického vývoje zatížení senzorů v čase provádíme zobrazení pomocí cyklu `FOR`, kdy se všechny snímky v 3D matici postupně zobrazují se zpožděním 100 ms. Jelikož jedno provedení cyklu zabere určitý časový úsek, nelze jednoduše nastavit zpoždění ve `for` cyklu na hodnotu 0.1. Je potřeba zjistit čas vykonání každého cyklu pomocí funkce `tic` a `toc`. Příkaz `tic` uvedeme na začátek cyklu, před samotné vykreslení a příkaz `toc` na konec vykreslování. Tím zjistíme čas, který zabere vykonání jednoho cyklu a tento čas jednoduše odečteme od hodnoty 0.1. Tím je zajištěno, že přehrávání jednotlivých snímků bude probíhat se stejnou frekvencí jako jejich snímkování. Pro zpoždění cyklu byla použita funkce `pause`.

Dynamický vývoj působící síly nebo zatížení senzorů dokládá dále graf, který zobrazuje zatížení v oblasti paty a nártu. Tento graf má smysl vykreslovat při dynamickém vyšetření klidového stoje a dokládá, zda-li vyšetřovaná osoba stojí v klidu nebo se při stoji různě naklání a zatěžuje tak v průběhu měření více patu nebo nárt. Tento graf je zhotoven jako součet zatížení senzorů v oblasti paty a v oblasti nártu v čase, který si nastaví uživatel. Kvantitativní vyhodnocení zatížení však v tomto případě není možné, protože v oblasti paty je stlačen většinou jeden nebo dva sen-



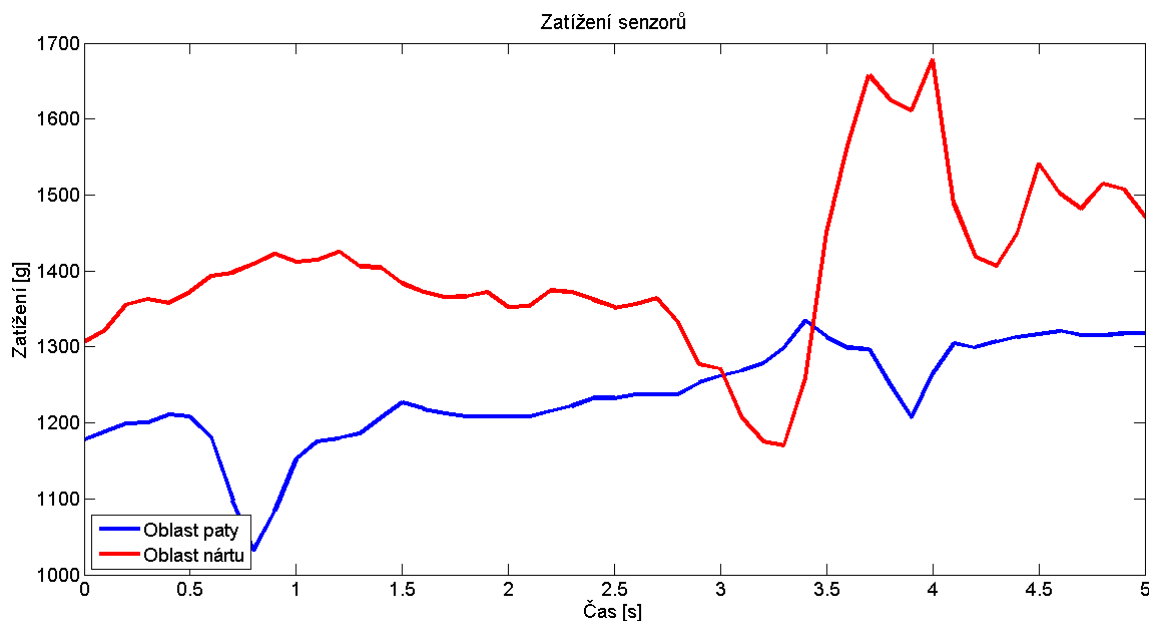
Obr. 5.8: Obraz znázorňující působící sílu na senzory při klidném stoji

zory, zato v oblasti nártu je jich více, tudíž i celkový součet hmotnosti je větší. Tento graf má za účel zobrazovat kolísání křivek zatížení, ze kterých lze pak subjektivně vyhodnotit, zda-li vyšetřovaná osoba stojí v klidu nebo se při stoji různě naklání. Ukázka grafu je na obr. 5.9.

5.2.3 Uživatelské prostředí

Zpracování dat získaných z matice senzorů popsané v předchozí podkapitole je celé implementováno do uživatelského prostředí GUI (Graphical User Interface). Toto prostředí je poměrně jednoduché. Ještě před samotným spuštěním programu je potřeba nahrát firmware do mikrokontroléru. Poté uživatel spustí samotné uživatelské prostředí. První věcí, která se musí provést je nastavení správného portu, na kterém je připojena deska Arduino. To se provede v sekci Připojení zařízení, kde se zadá číslo portu a poté se zmáčkne tlačítko Připojit.

Dále následuje samotné měření. Je na uživateli, který typ měření chce provést. Při statickém měření zmáčkne tlačítko Provést měření. Tím se provede jedno měření a zobrazí se výsledek. Pro uložení výsledku slouží tlačítko Uložit snímek, kde si uživatel vybere, do jaké složky a s jakým názvem chce obraz uložit. Obraz se uloží ve formátu .png a také se uloží proměnná s příponou .mat, pokud by bylo potřeba



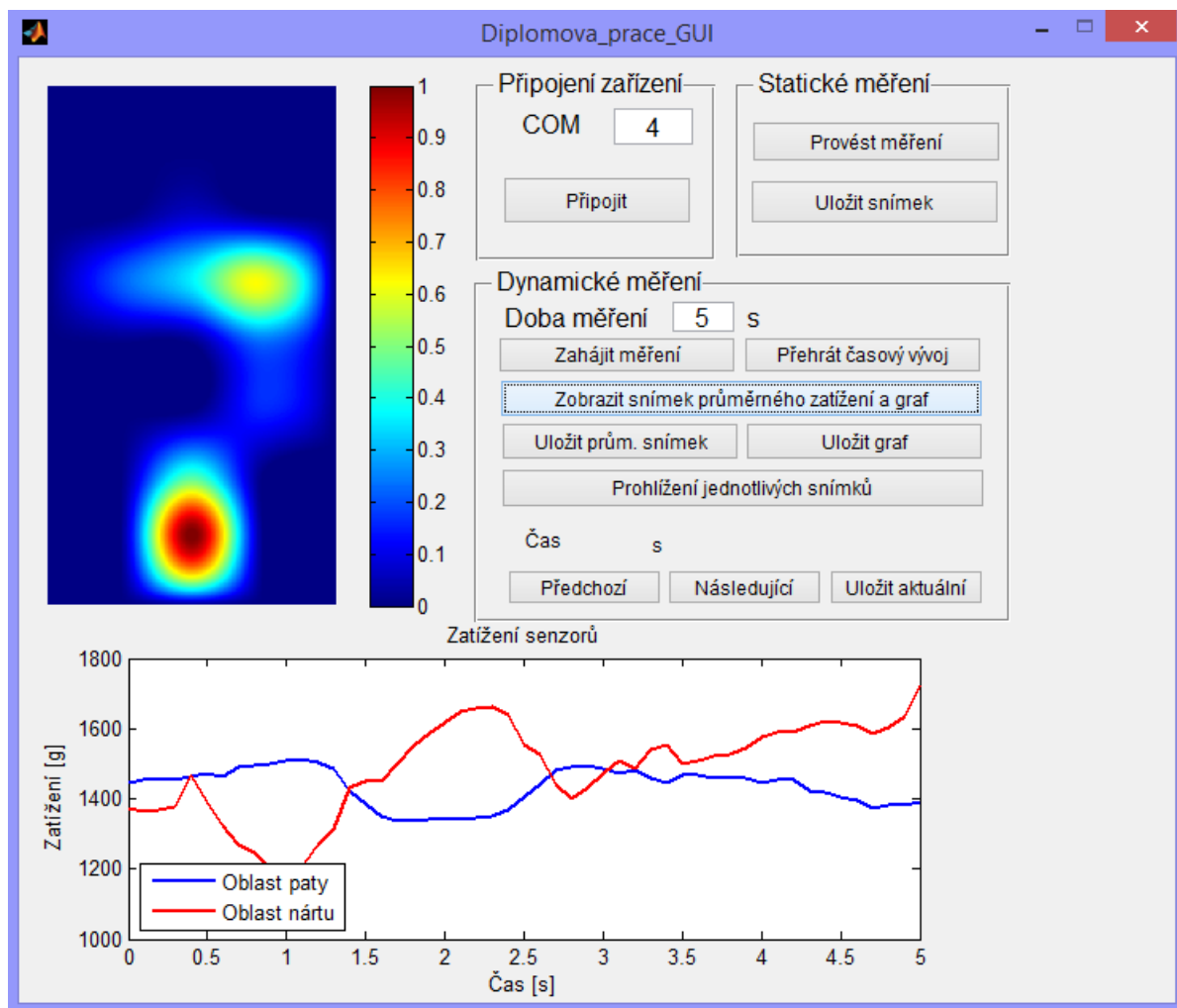
Obr. 5.9: Graf vyjadřující závislost zatížení senzorů v čase

dalších úprav výsledného obrazu.

Pro dynamické měření má dvojí funkci. Slouží k vyšetření dynamiky krokového cyklu a také k vyšetření dynamiky klidného stoje. Nejdříve je potřeba nastavit dobu měření a poté zmáčknout tlačítko Zahájit měření, kde se provede změření daného počtu snímků při vzorkovací frekvenci 10 Hz. Při vyšetřování dynamiky krokového cyklu slouží tlačítko Přehrát časový vývoj a Prohlížení jednotlivých snímků. Jak už jejich názvy napovídají, při stisku tlačítka Přehrát časový vývoj dojde k postupnému zobrazování jednotlivých snímků se stejnou frekvencí s jakou byla měřena, tudíž 10 Hz. Při stisku tlačítka Prohlížení jednotlivých snímků dojde k zobrazení prvního snímku. Pro posouvání mezi snímky slouží tlačítka Předchozí a Následující, kdy při stisku dojde k zobrazení předchozího resp. následujícího snímku a je zobrazován čas, při kterém došlo k naměření konkrétního snímku. Tlačítko Uložit aktuální slouží k uložení aktuálně zobrazeného snímku stejným způsobem jako u měření statického.

Při vyšetřování dynamiky klidného postoje lze také také spustit tlačítko Přehrát časový vývoj, to však v tomto případě nemá velkou výpovědní hodnotu. Při stisku tlačítka Zobrazit snímek průměrného zatížení a graf se zobrazí průměrný obraz ze všech snímků a graf, který obsahuje dvě křivky, které odpovídají součtu zatížení senzorů v oblasti paty a nártu v čase. Pomocí kolísání křivek v tomto grafu lze pak vyhodnocovat jak vyšetřovaná osoba stála klidně nebo jestli měla problém s držetím rovnováhy a přenášela zatížení z paty na nárt a naopak. Pro uložení snímku a grafu

ve formátu png slouží tlačítko Uložit prům. snímek resp Uložit graf. Uživatelské prostředí je zobrazeno na obr. 5.10.



Obr. 5.10: Uživatelské prostředí

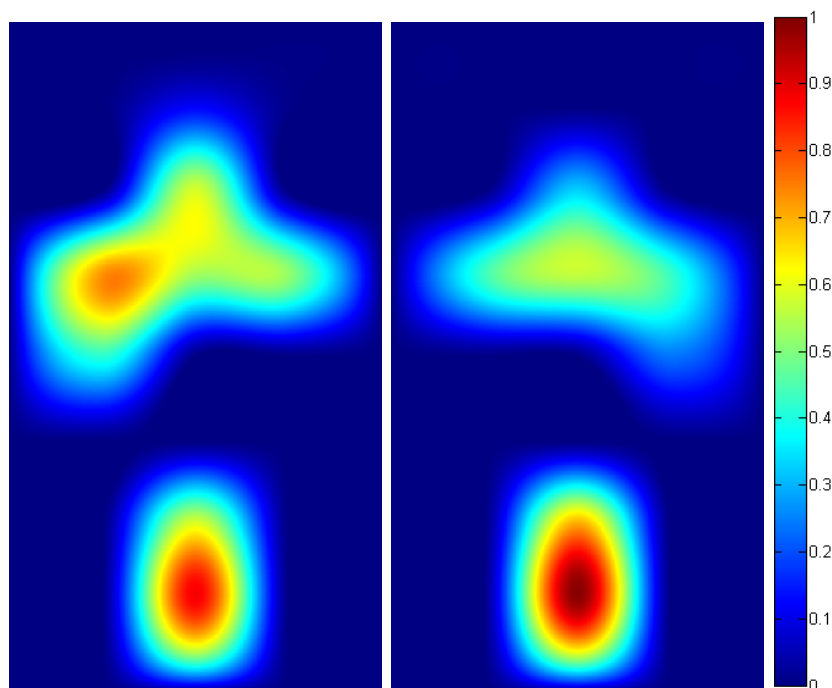
6 MĚŘENÍ A DISKUZE

Po kompletním sestavení měřicí plošiny, elektroniky, naprogramování softwaru pro řídicí elektroniku a pro zpracování a vizualizaci výsledků přichází na řadu samotné měření pomocí této plošiny. Měření je rozděleno na statické a dynamické. Dále je v této kapitole uvedeno zhodnocení parametrů realizovaného systému, jsou diskutovány nedostatky systému a jejich možné odstranění.

6.1 Statické měření

Při statickém měření je sejmuto jeden snímek. Měřená osoba si stoupne na plošinu pravou nebo levou nohou a provede se měření. Výsledkem měření je 2D obraz s rozložením tlaku pod ploškou nohy. Vyhodnocení probíhá pouze vizuálně, systém neměří žádné parametry z důvodů, které budou popsány v následující podkapitole. Bylo provedeno měření na sedmi figurantech a všechny výsledky jsou uvedeny na příloženém CD. Dále budou uvedeny vybrané obrazy pro ukázkou funkčnosti systému.

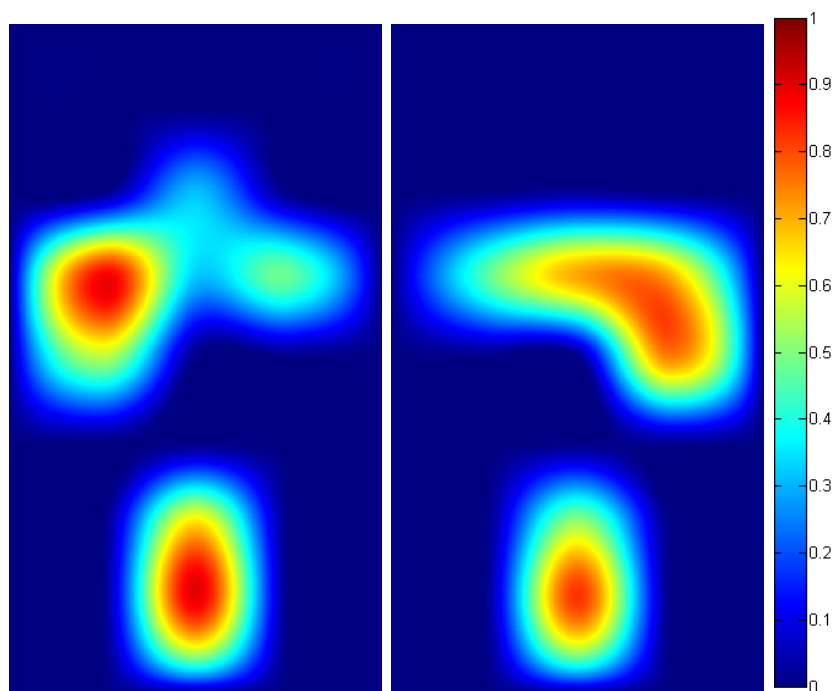
Na obr. 6.1 je vidět statický obraz vyšetření klidného stoje osoby o velikosti nohy 44 EU (evropské číslování).



Obr. 6.1: Vyšetření vzpřímeného stoje, levá a pravá noha, velikost nohy 44 EU (280 mm)

Z obrazu je patrná oblast paty a metatarzu (nártu), chybí však oblast článků prstů a podélné klenby, kterou plošina nenasnímala kvůli rozmístění a počtu senzorů. Dále lze z obrazu stanovit, že postoj je mírně supinovaný, kvůli většímu zatížení ve vnější části chodidla.

Na obr. 6.2 lze pozorovat statický obraz, kdy vyšetřovaná osoba stála na jedné noze.



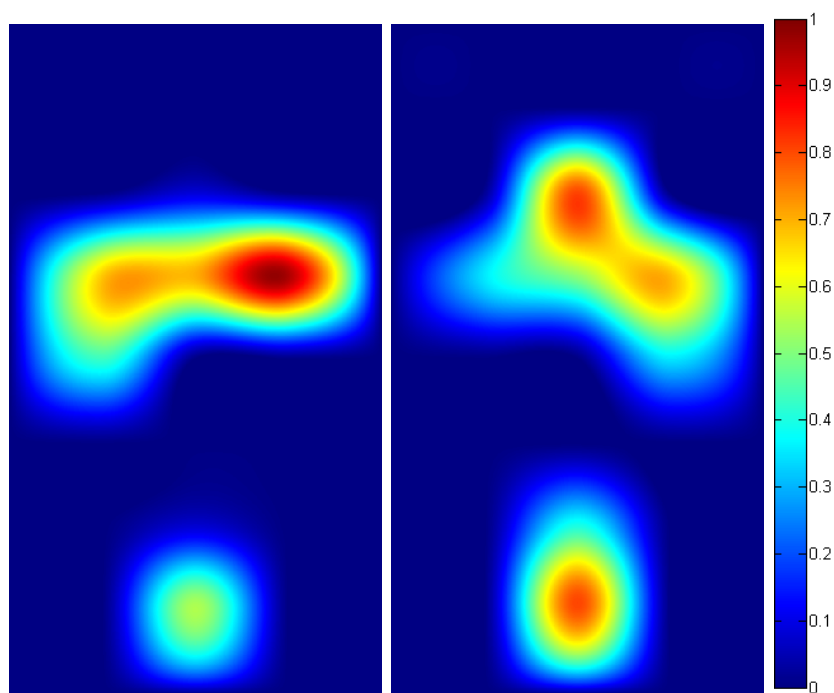
Obr. 6.2: Vyšetření stoje na jedné noze, levá a pravá noha, velikost nohy 44 EU (280 mm)

Jelikož se jednalo o stejnou osobu jako při měření klidného stoje, opět nedošlo k nasnímání článků prstů a podélné klenby ze stejného důvodu. Postoj je opět supinovaný a lze vidět větší zatížení senzorů, díky větší síle působící na plošinu.

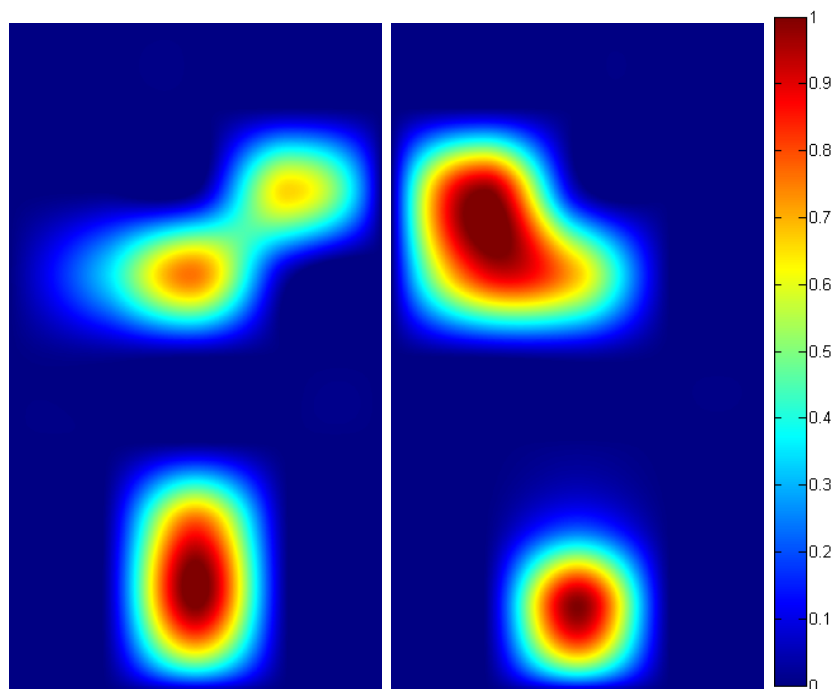
Dále bylo provedeno měření, kdy měřená osoba stála v mírném předklonu a zatěžovala oblast nártu. Výsledek měření je uveden na obr. 6.3.

Při měření opět nedošlo k nasnímání článků prstů a podélné klenby. Je ovšem patrné výraznější zatížení v oblasti metatarzu a odlehčení v oblasti paty. Při vyšetření stoje levé nohy, je evidentní výraznější pronace, kdežto při vyšetření pravé nohy došlo k mírné supinaci. To je způsobeno odděleným měřením, kdy jsou pravá a levá noha měřeny zvlášť, tudíž mohlo dojít ke změně postoje, aniž by si to měřená osoba uvědomila.

Další snímek ukazuje měření klidového stoje osoby s velikostí nohy 45 EU (290



Obr. 6.3: Vyšetření stoje v mírném předklonu, levá a pravá noha, velikost nohy 44 EU (280 mm)

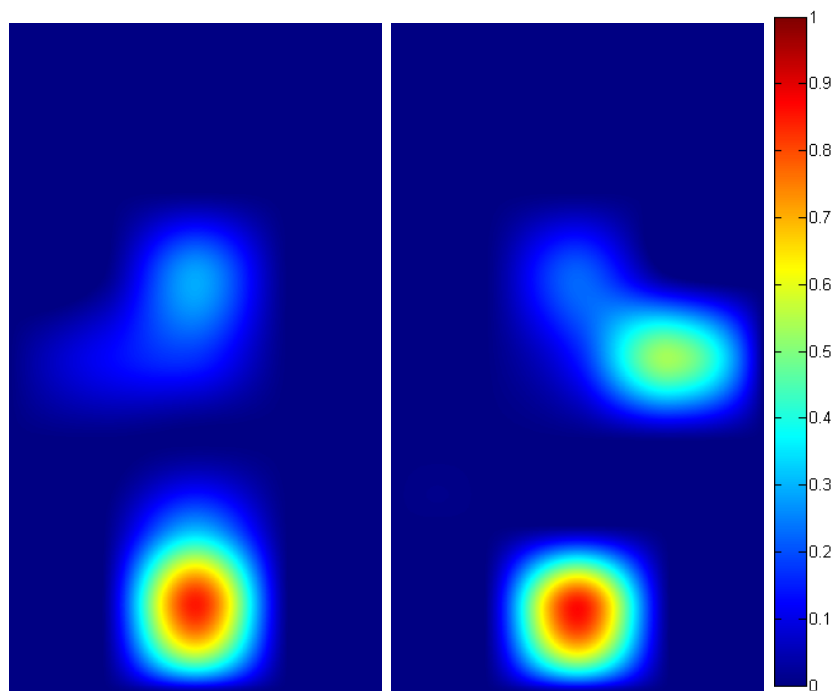


Obr. 6.4: Vyšetření vzpřímeného stoje, levá a pravá noha, velikost nohy 45 EU (290 mm)

mm). Ze snímku lze vidět, že se obraz nijak více neliší od předchozího měření, kdy měl figurant velikost nohy 44 EU. Snímek je uveden na obr. 6.4. Lze vidět, že opět nedošlo k detekci článků prstů ani vnější klenby.

Oproti tomu figurant s nejmenším chodidlem měl velikost nohy č. 36 EU. Jeho snímek je uveden na obr. 6.5. Při tak malém rozměru chodidla bylo nemožné, aby figurant zabral celou šířku matice v oblasti metatarzu, protože chodidlo bylo moc úzké. Při došlapu na desku tudíž došlo ke kontaktu s prostředním senzorem a poté buď s levým nebo pravým krajním senzorem, nikdy ovšem s oběma zároveň. To byl ovšem problém u všech měření, včetně figurantů s dostatečnou velikostí nohy, která zabrala celou šířku matice sensorů. Dalším problémem, který se u toho měření vyskytl, bylo malé zatížení sensorů díky malé hmotnosti figuranta.

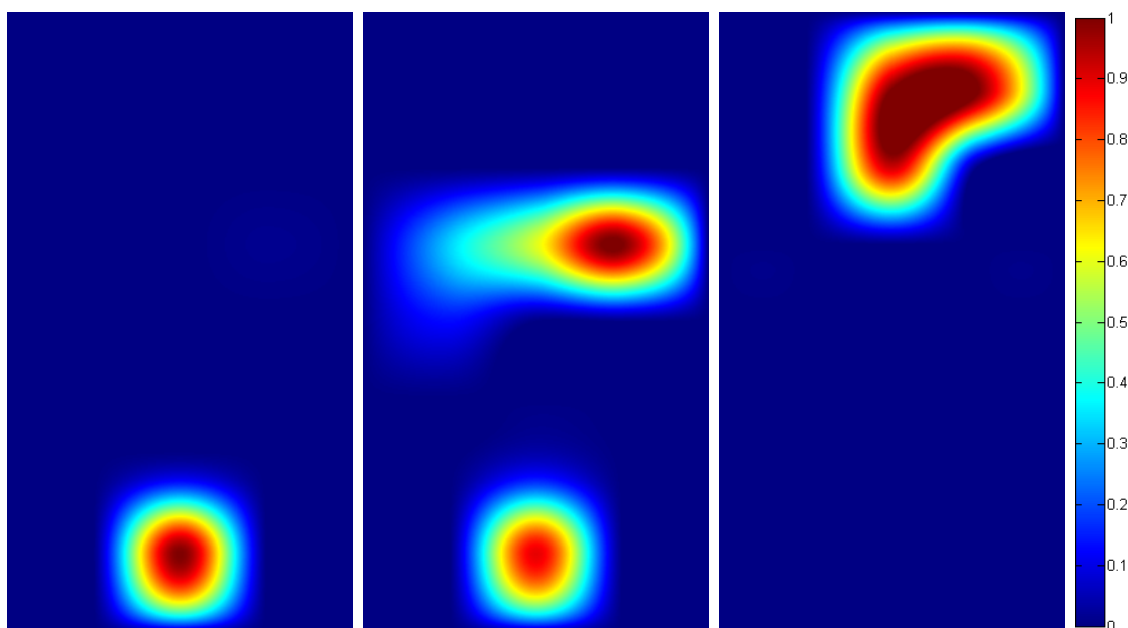
Další obrazy z provedených měření včetně těch uvedených v práci jsou uloženy na přiloženém CD, kde každý obrázek ve formátu png má názvu číslo figuranta, velikost chodidla, měřenou nohu (pravou nebo levou) a typ měření, který udává, jestli vyšetřovaná osoba stála na obou nohách nebo jenom na jedné a další podmínky. U všech figurantů byl vyšetřen stoj ve vzpřímené poloze a u některých bylo provedeno ještě doplňkové měření.



Obr. 6.5: Vyšetření vzpřímeného stoje, levá a pravá noha, velikost nohy 36 EU (225 mm)

6.2 Dynamické měření

Při dynamickém měření je sledován vývoj zatížení v čase. Uživatel si nastaví dobu měření, snímkovací frekvence je 10 Hz. Volba času se jeví jako neoptimálnější mezi 2 - 3 s. Na obr. 6.6 lze vidět 3 obrazy v různých časových okamžicích. V čase 0,1 s dochází k dopadu paty na podložku. Poté v čase 0,9 s dochází k položení celé plošky na podložku. Jedná se o období střední opory až do doby, než pata opustí podložku. Následuje fáze aktivního odrazu v čase 1,8 s a poté období pasivního odlepení. Videozáznam ve formátu .avi je umístěn na příloženém CD.

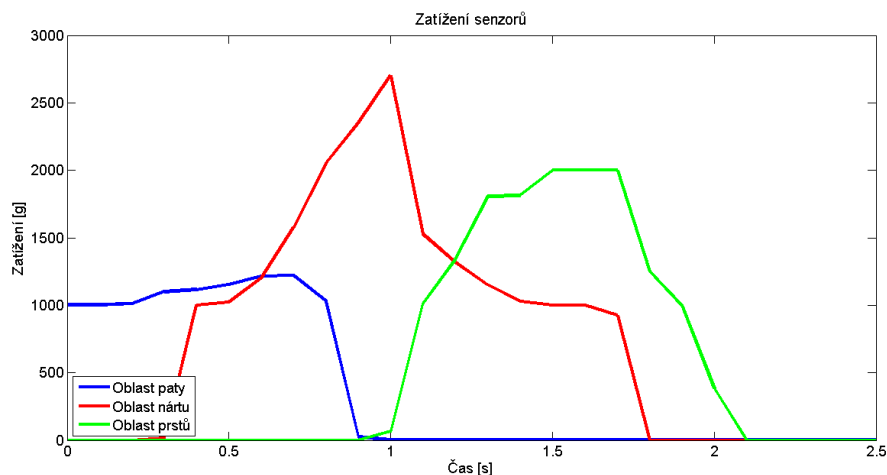


Obr. 6.6: Rozložení působící síly v čase 0,1 s, 0,9 s a 1,8 s, levá noha, velikost chodidla 44 EU

Na obr. 6.7 lze vidět průběh zatížení senzorů v časovém sledu. Jde se o stejný záznam, ze kterého byly použity obrazy z obr. 6.6. Jedná se o součet zatížení všech senzorů, umístěných v dané oblasti v každém časovém okamžiku. Z grafu lze vidět, jak dochází k přenášení zatížení od paty postupně po celou plošku až po konečky prstů.

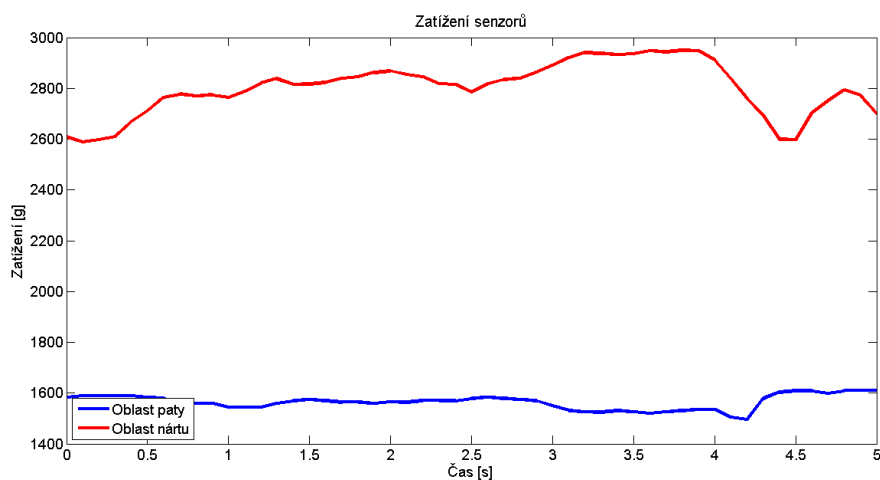
Z naměřených průběhů nelze posoudit, zda-li dochází k supinaci nebo k pronaci při krokovém cyklu, jelikož nedochází k dostatečnému kontaktu vnější klenby nohy se senzory. Výsledné průběhy a naměřené snímky tak mají dokázat, že plošina snímá vývoj působící síly v čase a působení síly odpovídá oblastem charakteristickým pro krokový cyklus, avšak nezle z naměřených výsledků vyvozovat složitější závěry.

Dále se provádělo dynamické vyšetření vzpřímeného stoje. Zde se zvolil časový



Obr. 6.7: Graf znázorňující součet zatížení senzorů v jednotlivých oblastech v čase

úsek 5 s. Vyšetřovaná osoba stála klidně ve vzpřímené poloze a jednu nohu měla položenou na měřící plošinu. Účelem tohoto měření bylo zjistit, zda-li dochází k naklánění při vzpřímeném postoji a dochází k střídavému zatěžování paty a nártu nebo osoba stojí stabilně s rovnoměrným rozložením zatížení. K tomuto vyšetření slouží graf na obr. 6.8



Obr. 6.8: Graf znázorňující součet zatížení senzorů v oblastech paty a nártu v čase, pravá noha, velikost nohy 44 EU

Z grafu lze vidět, že zatížení paty je po celý čas rovnoměrné, ale zatížení v oblasti vykazuje mírný nárůst a od času 4 s se vyskytuje určité zvlnění, které je nejspíše dáno právě udržováním stability pomocí nártu. Jak už bylo uvedeno v oddílu 5.2.2, tento graf slouží pouze ke znázornění kolísání jednotlivých křivek a nelze z něho vyhodnocovat žádné kvantitativní výsledky, protože v oblasti paty jsou stlačeny maximálně dva senzory a v oblasti nártu je jich většinou více.

Za účelem vyšetření dynamiky kroku byly změřeny čtyři průběhy. Pro pravou a levou nohu 2x, vytvořené videa a obrazy v jednotlivých časových úsecích se nachází na příloženém CD. Dále se zde nachází dva grafy pro vyšetření vzpřímeného stoje pro pravou a levou nohu. Snímkovací frekvence 10 Hz je pro naše potřeby dostačující. Při jejím zvýšení, by došlo ke zvýšení výpočetní náročnosti jak u snímání dat tak i při jejich zpracování.

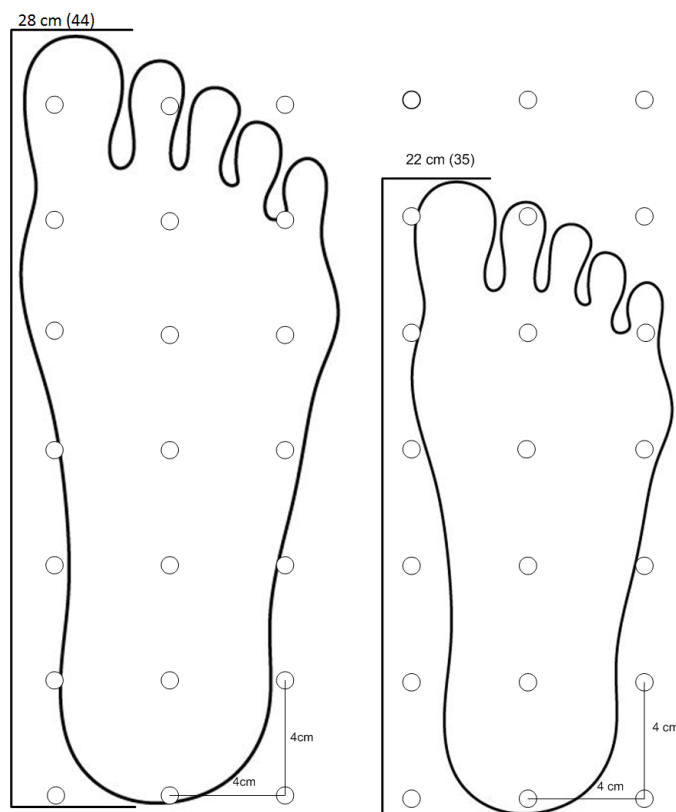
6.3 Diskuze parametrů a naměřených výsledků

Při hodnocení parametrů realizovaného přístroje je největším nedostatkem malý počet použitých senzorů. Při počtu 21 senzorů, které tvoří aktivní plochu o rozměrech $24 \times 8 \text{ cm}$, je výsledná hustota senzorů přibližně $1/9 \text{ cm}^2$. Toto rozlišení je poněkud nedostačující a pramení z něj neschopnost plošiny detekovat působící sílu v určitých částech chodidla, jako je podélná klenba, články prstů nebo dokonce v některých případech i oblast metatarzu. Na obr. 6.9 je znázorněn rozdíl mezi dotykem velké nohy a nohy menší s maticí senzorů. Obrys nohy je pouze ilustrační, každý jedinec má tvar nohy jiný a tento obrázek slouží pouze pro představu.

Řešením tohoto problému by bylo použití většího množství senzorů. Vůči jejich vysoké ceně a omezeným rozpočtem na diplomovou práci bylo použito 21 senzorů jako kompromis mezi cenou a minimálním rozlišením. Při použití většího množství senzorů by se zvýšila hustota senzorů a rozlišovací schopnost plošiny a systém by umožňoval přesnější měření. Stouply by ovšem nároky na elektroniku, protože mikroprocesor ATmega 328 P má 5 analogových vstupů, tudíž při použití osmikanálových multiplexerů by bylo možné zapojit 40 senzorů. Tento počet by se dal ještě navýšit použitím šestnáctikanálových multiplexerů, kdy by jejich počet narostl na dvojnásobek a také volbou jiné řídicí elektroniky, např. pomocí desky Arduino Mega 2560, která má větší množství analogových vstupů.

Dalším řešením problému malého počtu senzorů by bylo zachování jeho počtu a umístění senzorů do míst typických pro nožní klenbu, tudíž do oblasti paty, podélné klenby, metatarzu a do oblasti článků prstů. Takto sestrojená matice senzorů by ovšem měla nevýhodu v její neuniverzálnosti, protože by odpovídala pouze určité velikosti a typologii nohy, dále by nebyla schopna diagnostikovat patologii ve smyslu ploché nohy a byla by použitelná pouze pro pravou nebo levou nohu.

Z důvodu malého počtu použitých senzorů a následné interpolace hodnot byl znemožněn výpočet parametrů, které komerční systémy běžně určují, jako např. výpočet hmotnosti, síla působící v určitých oblastech chodidla, velikost chodidla a nebo COP (centre of pressure). Při úvaze, že aktivní oblast má rozměry $24 \times 8 \text{ cm}$, jeden



Obr. 6.9: Rozdíl mezi kontaktem velké a malé nohy s maticí senzorů

senzor má průměr 7,6 mm a středy jednotlivých senzorů jsou od sebe vzdáleny 4 cm lze dopočítat, kolik je potřeba doplnit senzorů mezi dva sousední senzory. Výsledkem je, že je potřeba doplnit 4 senzory, takže se matice rozšíří z rozměru 7x3 na rozměr 31x11, respektive z matice 9x5 na matici 41x21, když uvažíme softwarově vytvořený okraj matice, který nebude nikdy v kontaktu s chodidlem. Při takto interpolované matici kubickou interpolační metodou, byla vypočtena hmotnost figuranta 200 kg, přičemž figurant reálně vážil 85 kg. Tento chybný výpočet je následkem interpolace hodnot i přes to, že kubická metoda je pro naši potřebu nejvhodnější. Pro danou aplikaci nemůžou interpolované hodnoty nikdy nahradit hodnoty reálně naměřené.

Dalším důvodem pro znemožnění výpočtu různých parametrů byl omezený dynamický rozsah senzoru, jehož maximální hodnota zatížení odpovídala 1 kg, což činí 10 N. Senzor, který se nacházel v oblasti paty byl většinou v saturaci a také senzory v oblasti metatarzu byly taktéž často v saturaci. Řešením tohoto problému by bylo použití senzorů s vyšším dynamickým rozsahem, např. do 100 N. Takovéto senzory ale nebyly na českém trhu k sehnání.

Problém se dále vyskytoval v zapojení středové řady senzorů. Zde byly použity FSR senzory typu 400 'Short Tail', s kratším provedením vývodů. tato volba se

ukázala jako nevhodná, protože bužírka, která izoluje připojovací kontakty senzoru je široká a omezuje kontakt plošky nohy s aktivní plochou senzoru, která je umístěna níže. Tento problém dokládá obr. 6.10



Obr. 6.10: Problém zapojení senzoru ve středové řadě

Řešením tohoto problému by bylo použití senzoru s klasickým dlouhým provedením vývodu. To už po aplikaci senzorů na desku nebylo možné, protože samotné tělo senzoru má pro přichycení na podklad vlastní lepidlo, které po přilepení drží velmi pevně a jeho odstranění by bylo možné pouze na úkor jeho zničení, což při vysoké ceně senzoru nepřipadalo v úvahu.

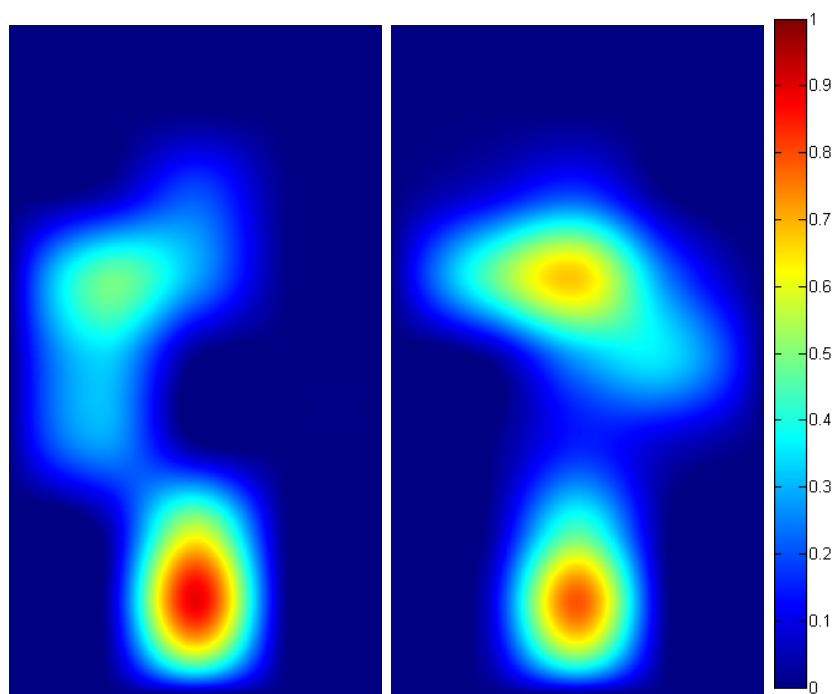
Přijatelnější řešení spočívalo v položení určitého poddajného materiálu na plošinu. Materiál by se při zatížení zdeformoval a přizpůsobil a dokázal by přenést působící sílu na aktivní plochu senzoru lépe, než při prostém dopadu chodidla na tento senzor. Použitý materiál byl vyřezán z pěnové karimatky určené pro spaní, jejíž tloušťka byla 12 mm. Aplikace materiálu na plošinu dokumentuje obr. 6.11.

Na obr. 6.12 lze vidět nasnímaný obraz při použití této podložky při vzpřímeném stoji. Je patrné, že došlo k snížení působící síly, kterou tato podložka nemůže beze ztráty přenést, avšak došlo k aktivaci senzorů ve středové řadě a je také viditelná podélná klenba, která bez použití podložky nebyla vůbec detekována. Ovšem opět nedošlo k detekci článků prstů.

Na přiloženém CD je uložen pdf soubor z výstupu měření na profesionálním plantografu od firmy Zebris, který se nachází na Ústavu biomedicínského inženýrství. Pomocí tohoto systému byl vyšetřen klidný postoj po dobu 12 s. Systém změřil



Obr. 6.11: Aplikace pěnové podložky na snímací plošinu



Obr. 6.12: Snímek klidného stoje s použitím podložky, levá a pravá noha, velikost chodidla 44 EU (280 mm)

průměrné rozložení tlaku pod ploskou nohy, zprostředkoval 2D obraz tohoto rozložení a dále určil pozici COP v čase. Toto měření bylo provedeno za účelem jakéhosi srovnání s námi navrženým systémem, hlavně pro porovnání 2D snímků získaných z tohoto systému a pomocí námi realizovaného přístroje.

Při zhodnocení realizovaného systému pro měření dynamické plantografie a při srovnání se systémy komerčními, má námi zhotovený systém řadu nevýhod. Jedná se hlavně o malý počet senzorů, z čehož pramení nutnost výrazné interpolace. Dále nemožnost výpočtu různých parametrů, protože data z matice senzorů i interpolované data k těmto výpočtům neposkytují relevantní podklad. Realizovaný přístroj se samozřejmě nemůže srovnávat se systémy profesionálními, ale základní měření pro zobrazení 2D snímku rozložení působící síly, rozložení této síly v čase při vyšetření dynamiky krokového cyklu a rozložení zatížení mezi patou a nártem ve vzpřímeném postoji lze měřit.

7 ZÁVĚR

Zadání diplomové práce spočívalo v seznámení se s metodou dynamické plantografie, anatomickou rešerší v oblasti chodidla, rešerší v oblasti taktilních senzorů, návrhem a realizací vlastního zařízení s následným měřením na figurantech a zhodnocením parametrů.

V první části části byla popsána metoda dynamické plantografie obecněji, za účelem uvedení čtenáře do problematiky této práce. Dále se práce věnovala detailnějšímu popisu všech dílčích částí. Nejprve byla popsána anatomie nohy. Zde byly uvedeny kosti, klouby a svaly, které se na chodidle nacházejí, dále byla popsána nožní klenba, klinická typologie nohy, která se používá v České republice a nakonec byly uvedeny jednotlivé cykly při procesu chůze. Dále se práce věnovala taktilním senzorům, které se používají v automatizaci pro snímání síly nebo tlaků a které se samozřejmě taky používají pro metodu dynamické plantografie.

Nejdůležitější částí práce je návrh a realizace vlastního zařízení pro měření dynamické plantografie. Jelikož připadalo v úvahu více možností jak zařízení realizovat, není návrh zcela jednotný. V praktické realizaci však bylo zvoleno neoptimálnější řešení z pohledu volby senzoru a zapojení do matice senzorů. Jednotlivé senzory pracují na principu snížení odporu v závislosti na působící síle, jsou uspořádány do matice o rozměru 7x3, jednotlivé senzory jsou od sebe vzdáleny 4 cm, takže geometrické rozměry matice jsou 24x8 cm. Jednotlivé sloupce matice jsou zapojeny pomocí sběrnice, kde je každý prvek matice adresován zvlášť. Výstupy z jednotlivých senzorů přecházejí přes multiplexer do analogového vstupu mikropočítače ATmega 328 P, kde dojde k A/D převodu a k odeslání dat do PC pomocí sériové linky. Mikroprocesor také obstarává správný chod multiplexerů. Data jsou zpracovávána a vizualizována pomocí programového prostředí Matlab, ve kterém je vytvořené uživatelské prostředí.

Realizovaný přístroj je schopný statického i dynamického měření se snímkovací frekvencí 10 Hz. Bylo provedeno měření na sedmi figurantech a parametry přístroje a výsledky měření byly okomentovány.

Největší nevýhoda systému ční v malém počtu senzorů, kvůli jejich vysoké ceně. Z tohoto důvodu má systém nízké rozlišení a je potřeba poměrně výrazné interpolace hodnot mezi jednotlivými senzory, což znemožňuje výpočet určitých parametrů. Systém tak poskytuje 2D obraz s rozložením tlaku pod ploškou nohy v případě statického měření, v případě dynamického měření umožňuje změřit vývoj tohoto rozložení v čase. Dále poskytuje informace o zatížení v oblasti paty a nártu v čase při dynamickém vyšetření vzpřímeného stoje.

LITERATURA

- [1] *Dynamická plantografie, sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu.*, [online], 2010, CZ.1.07/2.3.00/09.0209, [cit. 28.12.2014]. Dostupné z URL: <<http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod>>.
- [2] VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 289s. ISBN 987-80-244-2432-3.
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I.: Všeobecná encyklopedie*. 1. díl, A-B. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497s. ISBN 80-716-9970-5.
- [4] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LEICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 4. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006, 140 s. ISBN 80-244-1480-5.
- [5] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2009. 180s. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [6] VOLF, Jaromír. *Taktilní senzory pro automatizaci*, [online], 2008, [cit. 28.12.2014]. Dostupné z URL: <<http://www.odbornecasopisy.cz/res/pdf/37544.pdf>>.
- [7] CROWDER, R. M. *Automation and robotics*, [online], 1998, [cit. 28.12.2014]. Dostupné z URL: <<http://www.southampton.ac.uk/~rmc1/robotics/article.htm>>.
- [8] ĎAĎO, Stanislav a Marcel KREIDL. *SENZORY a měřicí obvody*, Praha: Vydavatelství ČVUT, 1999, 315s. ISBN 80-01-0257-6.
- [9] Měření tlaku (*Snímače s odporovými tenzometry*), [online], [cit. 28.12., 2014]. Dostupné z URL: <<http://uprt.vscht.cz/ucebnice/mrt/F4/F4k42-tlak.htm#k424>>.
- [10] *Kapacitní snímač*. VUT, [online], [cit. 28.12., 2014]. Dostupné z URL: <http://www.umel.feec.vutbr.cz/~adamek/uceb/DATA/s_4_1.htm>.
- [11] RIPKA, Pavel a Alois TIPEK. *Modern Sensors Handbook*. ISTE, 2007, 518s. ISBN 978-1-905209-66-8.
- [12] Interlink Electronics. FSR 400 SENSOR datasheet, [online], [cit. 24.3.2016]. Dostupné z URL: <http://www.interlinkelectronics.com/datasheets/Datasheet_FSR.pdf>.

- [13] Pro-wave Electronics. PROWAVE FS-2513P SENSOR datasheet, [online], 1998, [cit. 2.1.2015]. Dostupné z URL: <<http://www.farnell.com/datasheets/81206.pdf>>.
- [14] HALAJ M., VDOLEČEK F., PALENČÁR R. *Maticové taktilní snímače*, [online], Automa, 2002, roč. 3, č. 11 [cit. 2.1.2015]. Dostupné z URL: <http://www.odbornecasopisy.cz/index.php?id_document=28605>.
- [15] VOBECKÝ, Jan a Vít ZÁHLAVA. *Elektronika: součástky a obvody, principy a příklady*. 1. vyd. Praha: Grada, 2000. ISBN 80-247-9062-9.
- [16] ST Microelectronics. 74HCF4051 S0 16 NXP datasheet, [online], 1989, [cit. 24.3.2016]. Dostupné z URL: <<http://www.gme.cz/img/cache/doc/953/031/4051-smd-datasheet-1.pdf>>.
- [17] *Arduino Uno*, [online], 2014, [cit. 29.12.2014]. Dostupné z URL: <<http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>>.
- [18] Atmel. ATmega48A/PA/88A/PA/168A/PA/328/P datasheet, [online], 2015, [cit. 24.3.2016]. Dostupné z URL: <http://www.atmel.com/images/atmel-8271-8-bit-avr-microcontroller-atmega48a-48pa-88a-88pa-168a-168pa-328-datasheet_complete.pdf>.

SEZNAM PŘÍLOH

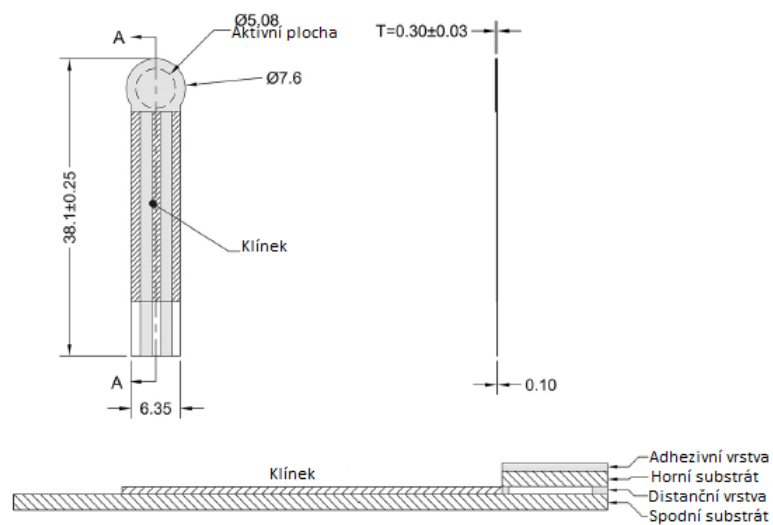
A	Seznam příloh na CD	60
B	FSR 400	62
C	Desky plošných spojů	63
C.1	Strana součástek (top)	63
C.2	Strana spojů (bottom)	63
C.3	Osazovací plán	64
C.4	Osazená DPS, strana součástek	64
C.5	Osazená DPS, strana spojů	65

A SEZNAM PŘÍLOH NA CD

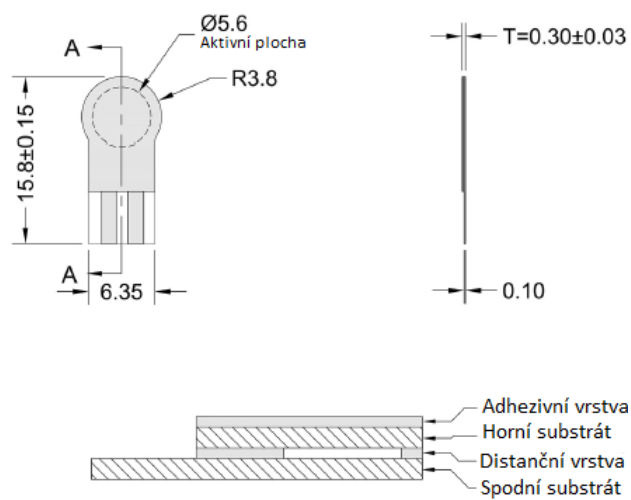
```
/ ..... kořenový adresář přiloženého CD
├── Diplomvá práce ..... diplomová práce v pdf
│   ├── david_grossmann_DP.pdf
│   └── Dokumenty
│       ├── Katalogové listy
│       │   ├── 4051-smd-datasheet-1.pdf
│       │   └── Datasheet_FSR.pdf
│       └── Výstup z měření na systému Zebris
│           └── mereni_Grossmann.pdf
├── Eagle ..... Layout ve formátu .brd a schéma obvodu ve formátu .sch
│   ├── layout.brd
│   └── schema.sch
├── Nasnímané obrazy
│   ├── Dynamické měření
│   │   ├── leva_noha_2,5s.avi
│   │   ├── leva_noha_3s.avi
│   │   ├── leva_noha_klidny_stoj_5s.png
│   │   ├── prava_noha_2s.avi
│   │   ├── prava_noha_3s.avi
│   │   └── prava_noha_klidny_stoj_5s.png
│   └── Statické měření
│       ├── 1_44_leva_noha.png
│       ├── 1_44_leva_noha_jedna_noha.png
│       ├── 1_44_leva_noha_naklon.png
│       ├── 1_44_leva_noha_podlozka.png
│       ├── 1_44_prava_noha.png
│       ├── 1_44_prava_noha_jedna_noha.png
│       ├── 1_44_prava_noha_naklon.png
│       ├── 1_44_prava_noha_podlozka.png
│       ├── 2_44_leva_noha.png
│       ├── 2_44_prava_noha.png
│       ├── 3_45_leva_noha.png
│       ├── 3_45_prava_noha.png
│       ├── 4_36_leva_noha.png
│       ├── 4_36_leva_noha_jedna_noha.png
│       ├── 4_36_prava_noha.png
│       ├── 4_36_prava_noha_jedna_noha.png
│       ├── 5_37_leva_noha.png
│       ├── 5_37_prava_noha.png
│       ├── 6_43,5_leva_noha.png
│       ├── 6_43,5_leva_noha_jedna_noha.png
│       ├── 6_43,5_prava_noha.png
│       ├── 6_43,5_prava_noha_jedna_noha.png
│       └── 7_43_leva_noha.png
```

- 7_43_prava_noha.png
- Zdrojové kódy
 - firmware.ino
 - diplomova_prace_GUI.m
 - diplomova_prace_GUI.fig

B FSR 400



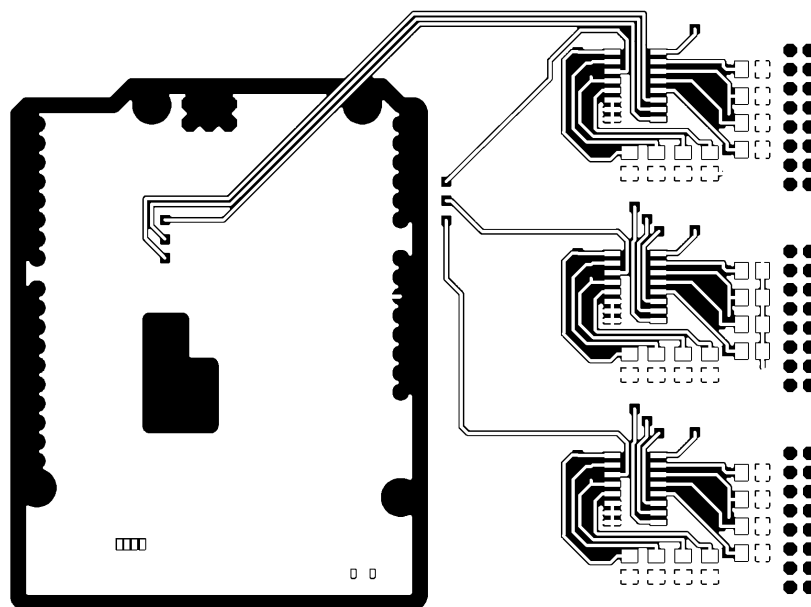
Obr. B.1: Schéma senzoru FSR 400



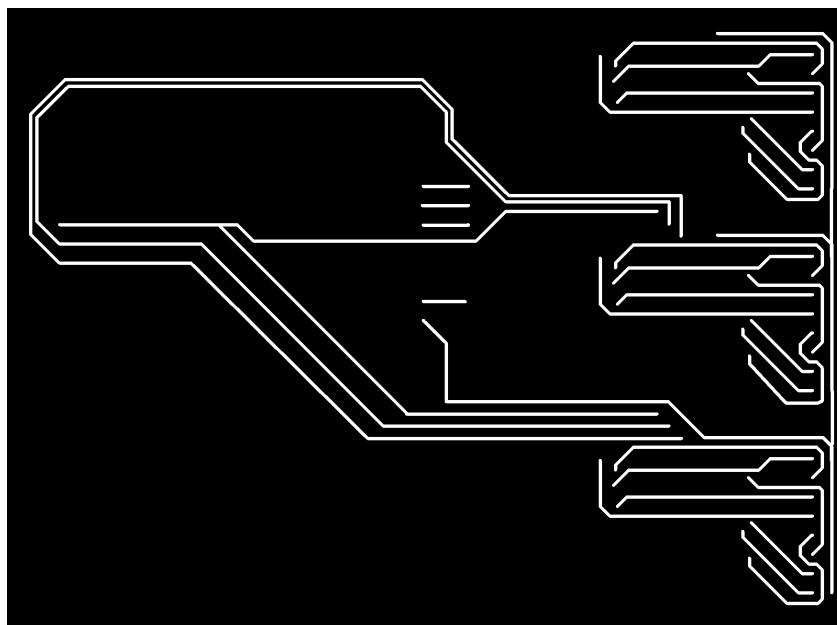
Obr. B.2: Schéma senzoru FSR 400 'Short Tail'

C DESKY PLOŠNÝCH SPOJŮ

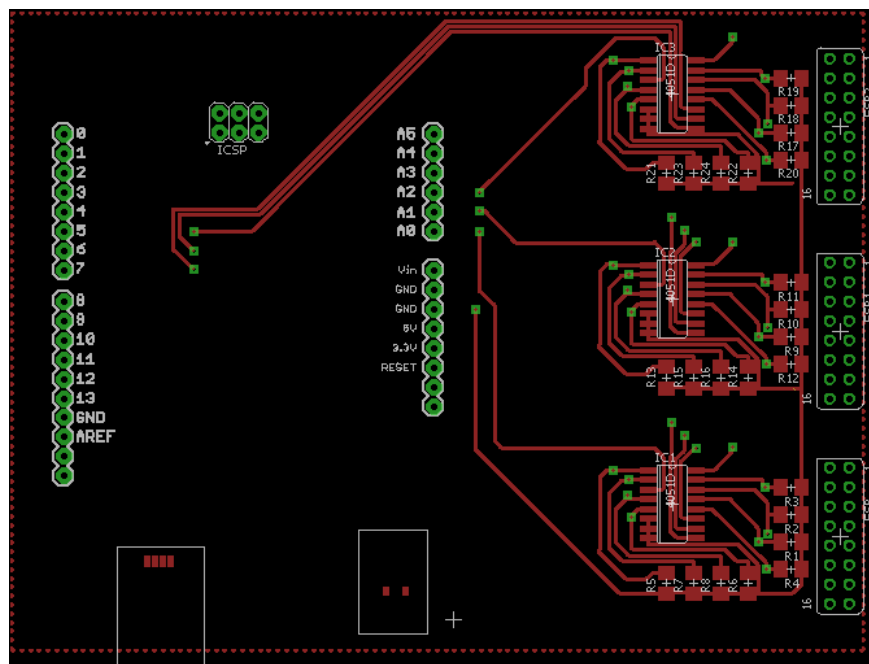
C.1 Strana součástek (top)



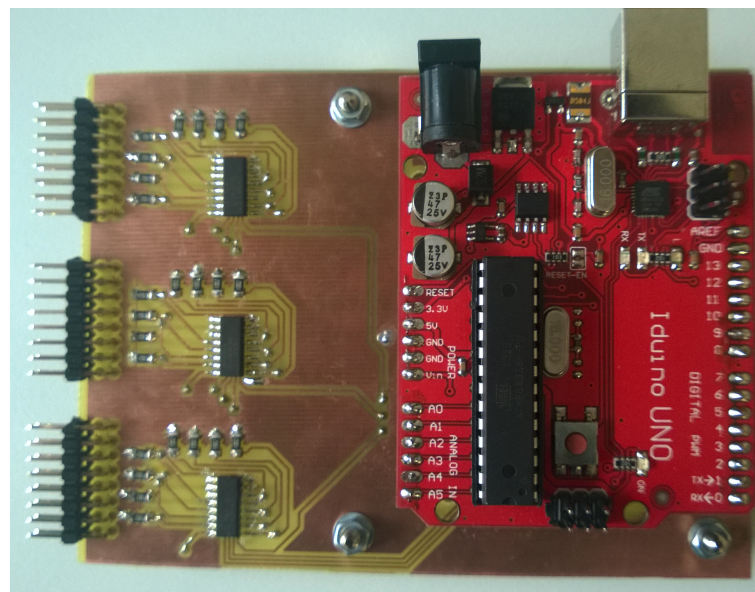
C.2 Strana spojů (bottom)



C.3 Osazovací plán



C.4 Osazená DPS, strana součástek



C.5 Osazená DPS, strana spojů

