

Senzorické řešení pro pěnovou balanční podložku

Sensors for Foam Balance Pad

Bc. Veronika Macková

Diplomová práce

Vedoucí práce: doc. Ing. Martin Černý, Ph.D.

Ostrava, 2022

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Veronika Macková**
Studijní program: N0988A060001 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Senzorické řešení pro pěnovou balanční podložku**
Sensors for Foam Balance Pad
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Cílem práce je návrh realizace a ověření nového technického řešení pro detekci pohybů vykonávaných na pěnové balanční podložce:

1. Seznámení se s oblastmi využití balančních pěnových podložek, vodivých textilií a metod kapacitních měření.
2. Návrh a realizace zařízení pro sledování pohybů vykonávaných na pěnové balanční podložce.
3. Návrh a implementace a ověření algoritmů pro sledování pohybů a jejich hodnocení.
4. Ověření realizovaného řešení v laboratorních podmínkách a následně v reálném prostředí.
5. Zhodnocení výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, c2011. ISBN 978-80-7262-695-3.
[2] DYLEVSKÝ, Ivan. *Projected capacitive touch: a practical guide for engineers*. New York, NY: Springer Science Business Media, 2018. ISBN 978-3-319-98391-2.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2021

Datum odevzdání: 30.04.2022

prof. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. Ing. Jan Platoš, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá návrhem vlastního sensorického řešení pro detekci pohybů prováděných na pěnové balanční podložce AIREX® Elite. Součástí práce je teoretický popis balančních cvičebních pomůcek a jejich aplikace v oblasti fyzioterapie. Dále je zde uvedena rešerše současných technických řešení pro snímání pohybu na balanční pomůcce. Pro realizaci vlastního řešení byl vybrán princip kapacitního měření vzdálenosti s využitím vodivých textilií pro realizaci senzoru. Další část je věnována návrhu hardwarového řešení, je zde popsán návrh sensorické matice, velikost jednotlivých snímacích prvků a vzdálenost mezi nimi a sběrem dat pomocí mikrokontroléru STM32 a zpracováním těchto dat v prostředí LabVIEW. Součástí vlastní práce je návrh vlastního uživatelského rozhraní k vizualizaci pohybu na pěnové balanční podložce a testování vytvořeného řešení v reálných podmínkách při rehabilitaci v domácím prostředí.

Klíčová slova

Balanční rehabilitační podložka; balanční cvičení; rehabilitace; senzor kapacitního měření vzdálenosti; LabVIEW; STM32

Abstract

The thesis deals with the design of a custom sensor solution for the detection of movements performed on the AIREX® Elite foam balance pad. The thesis includes a theoretical description of balance exercise aids and their application in the field of physiotherapy. Furthermore, a survey of current technical solutions for motion sensing on balance aids is presented. For the implementation of the actual solution, the principle of capacitive distance measurement using conductive textiles was chosen for the sensor implementation. The next section is devoted to the design of the hardware solution, it describes the design of the sensor matrix, the size of the individual sensing elements and the distance between them and the data acquisition using the STM32 microcontroller and the processing of this data in the LabVIEW environment. The actual work includes the design of a custom user interface to visualize the motion on the foam balance pad and testing of the developed solution in real conditions during rehabilitation in a home environment.

Key words

Balance Rehabilitation Pad; Balance Exercise; Rehabilitation; Capacitive Proximity Sensor; LabVIEW; STM32

Poděkování

Tímto bych ráda poděkovala vedoucímu práce doc. Ing. Martinu Černému, Ph.D. za odborné rady a pomoc při vypracování diplomové práce. Dále bych ráda poděkovala panu Ing. Danielu Barvíkovi a Ing. Jindřichu Brablíkovi za cenné rady a pomoc při realizaci diplomové práce.

V Ostravě, dne 2022

Podpis autor

Obsah

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | BALANČNÍ PODLOŽKY | 14 |
| 1.1 | SOUČASNÝ STAV BALANČNÍCH CVIČEBNÍCH POMŮCEK | 14 |
| 1.2 | MATERIÁLOVÝ POHLED | 15 |
| 1.2.1 | <i>AIREX® Balance pad Elite</i> | 15 |
| 1.3 | APLIKAČNÍ OBLASTI BALANČNÍCH POMŮCEK V REHABILITACI A FITNESS | 17 |
| 1.3.1 | <i>Balanční cvičení</i> | 17 |
| 1.3.2 | <i>Správné držení těla na balančních pomůčkách</i> | 18 |
| 2 | REŠERŠE DOSTUPNÝCH METOD | 19 |
| 2.1 | STRUKTURA REŠERŠE | 19 |
| 2.2 | VLASTNÍ REŠERŠE | 21 |
| 2.2.1 | <i>Senzorické stélky</i> | 21 |
| 2.2.2 | <i>Senzorické podložky</i> | 22 |
| 2.3 | DISKUSE | 24 |
| 2.4 | ZÁVĚR | 26 |
| 2.5 | DOSTUPNÁ KOMERČNÍ ŘEŠENÍ | 26 |
| 3 | METODY KAPACITNÍHO SNÍMÁNÍ VZDÁLENOSTI | 31 |
| 3.1 | KAPACITNÍ SNÍMÁNÍ | 31 |
| 3.1.1 | <i>Vlastní kapacita</i> | 31 |
| 3.1.2 | <i>Vzájemná kapacita</i> | 33 |
| 3.2 | VÝHODY A NEVÝHODY KAPACITNÍHO SNÍMÁNÍ VZDÁLENOSTI | 34 |
| 4 | NÁVRH SENZORICKÉHO ŘEŠENÍ PRO SLEDOVÁNÍ POHYBU NA PĚNOVÉ BALANČNÍ PODLOŽCE | 35 |
| 4.1 | MATERIÁL PRO REALIZACI KAPACITNÍCH SENZORŮ VZDÁLENOSTI | 35 |
| 4.1.1 | <i>Elektronický textil</i> | 35 |
| 4.1.2 | <i>Výroba elektronického textilu</i> | 36 |
| 4.2 | PROPOJENÍ TEXTILNÍ ELEKTRODY A ELEKTRONIKY | 36 |
| 4.2.1 | <i>Pájení</i> | 36 |
| 4.2.2 | <i>Elektricky vodivá lepidla</i> | 36 |
| 4.2.3 | <i>Lepící plastové materiály</i> | 37 |
| 4.2.4 | <i>Další způsoby</i> | 37 |
| 4.3 | ANALÝZA SOUČASNÝCH ŘEŠENÍ | 37 |
| 4.3.1 | <i>Tvar senzoru</i> | 37 |
| 4.3.2 | <i>Velikost senzoru</i> | 37 |
| 4.3.3 | <i>Rozmístění senzorů</i> | 38 |
| 4.4 | NÁVRH SENZORU | 38 |
| 5 | NÁVRH MĚŘICÍHO ŘETĚZCE | 39 |
| 6 | HARDWAROVÁ ČÁST | 40 |
| 6.1 | VSTUPNÍ JEDNOTKA | 40 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 6.2 | MCU STM32..... | 40 |
| 6.3 | VLASTNÍ NÁVRH HW | 42 |
| 6.3.1 | <i>Konfigurace vstupních pinů</i> | 43 |
| 6.3.2 | <i>Blok napájení</i> | 43 |
| 6.3.3 | <i>Převodník USB-UART.....</i> | 44 |
| 6.3.4 | <i>Krystalový rezonátor.....</i> | 45 |
| 6.3.5 | <i>Tlačítko pro reset</i> | 45 |
| 6.3.6 | <i>STM32CubeIDE</i> | 45 |
| 7 | SOFTWAREVÁ ČÁST | 47 |
| 7.1 | SÉRIOVÁ KOMUNIKACE..... | 47 |
| 7.2 | OMEZENÍ VSTUPNÍCH DAT..... | 47 |
| 7.3 | ROZDĚLENÍ DAT NA SKUPINY..... | 47 |
| 7.4 | VYTVOŘENÍ DATOVÉHO POLE | 47 |
| 7.5 | INTERPOLACE HODNOT | 48 |
| 7.5.1 | <i>Metoda nejbližšího souseda</i> | 48 |
| 7.5.2 | <i>Metoda bilineární interpolace</i> | 48 |
| 7.5.3 | <i>Metoda bikubické interpolace</i> | 49 |
| 7.5.4 | <i>Metoda bikubické spline interpolace.....</i> | 49 |
| 7.6 | VYKRESLENÍ DATOVÉHO POLE | 50 |
| 7.7 | NASTAVENÍ OFSETU | 51 |
| 7.8 | ULOŽENÍ DAT..... | 51 |
| 7.9 | ZPĚTNÉ ZOBRAZENÍ DAT..... | 51 |
| 7.10 | NÁVRH ALGORITMU PRO HODNOCENÍ POHYBU NA BALANČNÍ POMŮCCE | 52 |
| 7.11 | UŽIVATELSKÉ ROZHRANÍ | 53 |
| 8 | TESTOVÁNÍ..... | 55 |
| 8.1 | OVĚŘENÍ FUNKČNOSTI ZVOLENÉ METODY..... | 55 |
| 8.2 | PRVNÍ PROTOTYP | 57 |
| 8.2.1 | <i>Testování prvního prototypu</i> | 58 |
| 8.3 | TESTOVÁNÍ TEXTILNÍCH ELEKTROD | 60 |
| 8.3.1 | <i>Matice o velikosti jednotlivých snímacích prvků 4x4 cm</i> | 61 |
| 8.3.2 | <i>Matice o velikosti jednotlivých snímacích prvků 5,5x5,5 cm</i> | 63 |
| 8.3.3 | <i>Matice o velikosti jednotlivých snímacích prvků 7x7 cm</i> | 65 |
| 8.4 | BALANČNÍ CVIKY..... | 67 |
| 8.5 | VZOR PRO TESTOVÁNÍ | 69 |
| 8.6 | TESTOVÁNÍ V LABORATOŘI | 71 |
| 8.6.1 | <i>Výsledky testování v laboratoři s balanční podložkou AIREX® Elite</i> | 72 |
| 8.6.2 | <i>Výsledky testování v laboratoři s podložkou Lifestit Yoga Mat Exclusive plus.....</i> | 77 |
| 8.7 | TESTOVÁNÍ V REÁLNÉM PROSTŘEDÍ..... | 79 |
| 9 | DISKUZE | 84 |
| 10 | ZÁVĚR..... | 86 |

Seznam použitých symbolů a zkratk

| Zkratka | Význam |
|---------|---|
| BOSU® | Both Sides Up |
| PVC | Polyvinilchloride |
| POF | Polymer Optical Fiber |
| VF-NSE | Voltage Feedback Non-scanned-electrode |
| COP | Central of Pressure |
| DSP | Digital Signal Processor |
| PCB | Polychlorinated biphenyls |
| SNR | Signal to Noise Ratio |
| RAM | Random Access Memory |
| VDD | Drain Power Voltage |
| GPIO | General Purpose Input/Output |
| CPU | Central Processing Unit |
| TSC | Touch Sensing Controller |
| APB | Advanced Peripheral Bus |
| SPI | Serial Peripheral Interface |
| UART | Universal Asynchronous Receiver-transmitter |
| USB | Universal Serial Bus |
| CAN | Controller Area Network |
| PWP | Pulse Width Modulation |
| MCU | Microcontroller |
| COG | Temperature Compensating Capacitors |
| CS | Capacitor Sampling |
| RS | Resistor Series |
| NBR | Butadien-akrilonitrilový kaučuk |

DPS

Printed Circuit Board

Seznam ilustrací

| | |
|---|----|
| Obr. 1: AIREX® balance pad Elite [10] | 16 |
| Obr. 2: Aplikační oblast balanční podložky AIREX® pad Elite [18] | 17 |
| Obr. 3: Vývojový diagram – výběr rešeršních článků [Zdroj: vlastní]..... | 20 |
| Obr. 4: BodiTrak2 [60] | 27 |
| Obr. 5: Swing Catalyst Balance Plate [62] | 27 |
| Obr. 6: XsensoR – chytrá stélka[64] | 28 |
| Obr. 7: Bobo Balance [66] | 28 |
| Obr. 8: MFT Balance [67]..... | 29 |
| Obr. 9: YogiFi [69]..... | 29 |
| Obr. 10: VAHA [72] | 30 |
| Obr. 11: PODIUM [74] | 30 |
| Obr. 12: INFINI-T [76] | 30 |
| Obr. 13: Kapacitor [79] | 31 |
| Obr. 14: Vlastní kapacita [83]..... | 32 |
| Obr. 15: Princip kapacitního snímání dotyku [84] | 32 |
| Obr. 16: Vzájemná kapacita [86] | 34 |
| Obr. 17: Optimální rozložení senzoru [115] | 38 |
| Obr. 18: Blokové schéma měřicího řetězce [Zdroj: vlastní] | 39 |
| Obr. 19: Blokový diagram STM32L496 [122] | 41 |
| Obr. 20: Nastavení pinů navrženého senzoru [Zdroj: vlastní] | 43 |
| Obr. 21: Schéma zapojení pro omezení vstupního napětí [Zdroj: vlastní] | 44 |
| Obr. 22: Schéma zapojení pro převodník USB-UART [Zdroj: vlastní]..... | 44 |
| Obr. 23: Schéma zapojení s krystalickým oscilátorem [Zdroj: vlastní] | 45 |
| Obr. 24: Schéma zapojení pro reset [Zdroj: vlastní] | 45 |
| Obr. 26: Struktura výstupních dat [Zdroj: vlastní] | 46 |
| Obr. 27: Blokový diagram navrženého SW [Zdroj: vlastní] | 47 |
| Obr. 28 Funkce VISA Read [134] | 47 |
| Obr. 29 Funkce Interpolace 2D VI (2D) [142] | 48 |
| Obr. 30: Srovnání zvolených interpolačních metod při stojí na levé noze – přenesené těžiště dopředu ... | 49 |
| Obr. 31: Popis funkce intensity chart a intensity graph [143] | 50 |
| Obr. 32: Funkce Transposed array [144]..... | 50 |
| Obr. 33: Blokový diagram pro zpětné vykreslení dat [Zdroj: vlastní] | 51 |
| Obr. 34: Uživatelské rozhraní pro zpětné zobrazení dat ze souboru TDMS – raw data | 52 |
| Obr. 35: Uživatelské rozhraní pro zpětné zobrazení dat ze souboru TDMS – interpolovaná data | 52 |
| Obr. 36: Blokové schéma hodnocení pohybu na základě největšího zatížení kvadrantu [Zdroj: vlastní] ... | 52 |
| Obr. 37: Okno vizuálního hodnocení nejvíce zatíženého kvadrantu | 53 |
| Obr. 38: Uživatelské prostředí v programu LabVIEW | 54 |
| Obr. 39: Testování e-textilie umístěné pod balanční podložkou AIREX® [Zdroj: vlastní] | 55 |

| | |
|---|----|
| Obr. 40: Testování sensorického pole – elektroda 2 [Zdroj: vlastní] | 56 |
| Obr. 41.: Testování sensorického pole – elektroda 6 [Zdroj: vlastní] | 57 |
| Obr. 42: Testování sensorického pole – elektroda 7 [Zdroj: vlastní] | 57 |
| Obr. 43: Zapojení prvního prototypu [Zdroj: vlastní]..... | 58 |
| Obr. 44: Prototyp s balanční podložkou [Zdroj: vlastní] | 58 |
| Obr. 45: Stoj na balanční podložce | 59 |
| Obr. 46: Stoj na balanční podložce – přenesené těžiště na pravou nohu | 59 |
| Obr. 47: Stoj na balanční podložce – přenesené těžiště na levou patu..... | 59 |
| Obr. 48: Rozložení sensorického pole – pole 4x5 [Zdroj: vlastní] | 60 |
| Obr. 49: Navržená matice s velikostí elektrod 4x4 cm..... | 61 |
| Obr. 50: Srovnání interpolačních metod – stoj na balanční podložce na levé noze – přenesené těžiště dopředu | 61 |
| Obr. 51: Srovnání interpolačních metod – stoj na balanční podložce – přenesené těžiště doleva..... | 62 |
| Obr. 52: Stoj na balanční podložce | 62 |
| Obr. 53: Navržená matice s velikostí elektrod 5,5x5,5 cm..... | 63 |
| Obr. 54: Srovnání interpolačních metod – stoj na balanční podložce na levé noze – přenesené těžiště dopředu | 63 |
| Obr. 55: Srovnání interpolačních metod – stoj na balanční podložce – přenesené těžiště doleva..... | 64 |
| Obr. 56: Srovnání interpolačních metod – Stoj na balanční podložce..... | 64 |
| Obr. 57: Navržená matice s velikostí elektrod 7x7 cm..... | 65 |
| Obr. 58: Srovnání interpolačních metod – stoj na balanční podložce na levé noze – přenesené těžiště dopředu | 65 |
| Obr. 59: Srovnání interpolačních metod – stoj na balanční podložce – přenesené těžiště doleva..... | 66 |
| Obr. 60: Srovnání interpolačních metod – Stoj na balanční podložce..... | 66 |
| Obr. 61: Nákrok pravou a levou nohou na balanční podložku [Zdroj: vlastní] | 67 |
| Obr. 62: Stoj na balanční podložce – otevřené a zavřené oči [Zdroj: vlastní] | 67 |
| Obr. 63: Stoj na balanční podložce – přenášení těžiště střídavě dopředu a dozadu [Zdroj: vlastní] | 68 |
| Obr. 64: Stoj na balanční podložce – přenášení těžiště střídavě vpravo a vlevo [Zdroj: vlastní] | 68 |
| Obr. 65: Stoj na balanční podložce – střídavě zvednout pravou a levou patu – rytmické přešlapávání [Zdroj: vlastní] | 68 |
| Obr. 66: Chůze na místě [Zdroj: vlastní]..... | 68 |
| Obr. 67: Stoj na levé a pravé noze na balanční podložce [Zdroj: vlastní] | 69 |
| Obr. 68: Podřepy na balanční podložce [Zdroj: vlastní]..... | 69 |
| Obr. 69: Navržený senzor pro snímání pohybu na balanční podložce..... | 71 |
| Obr. 70: Rozdělení sensorické podložky na čtyři kvadranty | 72 |
| Obr. 71: Stoj na balanční podložce | 72 |
| Obr. 72: Cvik 2 – Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště dozadu..... | 73 |
| Obr. 73: Cvik 2 – Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště dopředu..... | 73 |
| Obr. 74: Cvik 3 - Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště vlevo..... | 73 |
| Obr. 75: Cvik 3 - Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště vpravo | 73 |

| | |
|--|----|
| Obr. 76: Cvik 4 – Nákrok levou nohou na balanční podložku | 73 |
| Obr. 77: Cvik 4 – Nákrok pravou nohou na balanční podložku..... | 73 |
| Obr. 78: Cvik 5 – Stoj na balanční podložce – zvednutá pravá noha | 74 |
| Obr. 79: Cvik 5 – Stoj na balanční podložce – zvednutá levá noha..... | 74 |
| Obr. 80: Cvik 6 – Stoj na balanční podložce – zvednuté pravé koleno | 74 |
| Obr. 81: Cvik 6 – Stoj na balanční podložce – zvednuté levé koleno..... | 74 |
| Obr. 82: Stoj na balanční podložce | 75 |
| Obr. 83: Cvik 2 – Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště dozadu..... | 75 |
| Obr. 84: Cvik 2 – Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště dopředu..... | 75 |
| Obr. 85: Cvik 3 - Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště vlevo..... | 75 |
| Obr. 86: Cvik 3 - Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště vpravo | 75 |
| Obr. 87: Cvik 4 – Nákrok levou nohou na balanční podložku | 76 |
| Obr. 88: Cvik 4 – Nákrok pravou nohou na balanční podložku..... | 76 |
| Obr. 89: Cvik 5 – Stoj na balanční podložce – zvednutá pravá noha | 76 |
| Obr. 90: Cvik 5 – Stoj na balanční podložce – zvednutá levá noha..... | 76 |
| Obr. 91: Cvik 6 – Stoj na balanční podložce – zvednuté pravé koleno | 76 |
| Obr. 92: Cvik 6 – Stoj na balanční podložce – zvednuté levé koleno..... | 76 |
| Obr. 93: Cvik 1 - Stoj na balanční podložce..... | 77 |
| Obr. 94: Cvik 2 – Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště dozadu..... | 78 |
| Obr. 95: Cvik 2 – Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště dopředu..... | 78 |
| Obr. 96: Cvik 3 - Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště vlevo..... | 78 |
| Obr. 97: Cvik 3 - Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště vpravo | 78 |
| Obr. 98: Cvik 4 – Nákrok levou nohou na balanční podložku | 78 |
| Obr. 99: Cvik 4 – Nákrok pravou nohou na balanční podložku..... | 78 |
| Obr. 100: Cvik 6 – Stoj na balanční podložce – zvednuté pravé koleno | 79 |
| Obr. 101: Cvik 6 – Stoj na balanční podložce – zvednuté levé koleno..... | 79 |
| Obr. 102: Grafické zobrazení směrovaných odchylek maximálních amplitud..... | 82 |

Seznam tabulek

| | |
|---|----|
| Tab. 1: Technická specifikace pěnové struktury AIREX® [13] | 16 |
| Tab. 2: Souhrn řešení | 24 |
| Tab. 3: Parametry MCU STM23L496ZG..... | 40 |
| Tab. 4: Srovnání mikrokontrolérů [124][125] | 42 |
| Tab. 5: Inicializace skupin x, y, z [Zdroj: vlastní]..... | 46 |
| Tab. 6: Průběh testování elektrody umístěné pod balanční podložkou | 55 |
| Tab. 7: Rozložení jednotlivých elektrod v senzorické matici | 56 |
| Tab. 8: Výsledky navrženého algoritmu pro hodnocení na základně největšího zatížení kvadrantu | 77 |
| Tab. 9: Výsledky hodnocení na základně největšího zatížení kvadrantu | 79 |
| Tab. 10: Tabulka statistických parametrů – Cvik 1..... | 82 |

| | |
|---|------|
| Tab. 11: Tabulka statistických parametrů – levá noha (L) | 82 |
| Tab. 12: Tabulka statistických parametrů – pravá noha (P)..... | 82 |
| Tab. 13: Porovnání velikosti amplitudy dle hmotnosti probanda..... | 83 |
| Tab. 14: Tabulka statistických parametrů – probandi s nejvyšší hmotností (Proband_2, Proband_3, Proband_7)..... | 83 |
| Tab. 15: Tabulka statistických parametrů – probandi s nejnižší hmotností (Proband_4, Proband_5, Proband_8)..... | 83 |
| Tab. 16: Maximální amplitudy – Proband 1-5..... | VIII |
| Tab. 17: Maximální amplitudy – Proband 6-10..... | VIII |
| Tab. 18 : Maximální amplitudy – Proband 11-15..... | IX |

Úvod

Diplomová práce se zabývá senzorickým řešením snímání pohybu na balanční pomůcce. Cvičení s balančními pomůckami se stalo v České republice na přelomu tisíciletí velkým trendem v oblasti fyzioterapie a fitness. Nestabilní pomůcky jako je například BOSU® z oblasti fyzioterapie a fitness již dnes téměř plně ustoupily. Stále častěji se v ordinacích či fitness centrech ale objevují měkké pěnové podložky. Ty mají obecně lepší vědecký podklad pro zlepšení intersegmentální i globální stability člověka. Využití mají nejen u běžné populace, profesionálních i amatérských sportovců, ale i u lidí s poruchou vestibulárního aparátu, vizuálního systému nebo poruchou exterocepce nebo propiocepce. Pěnové balanční podložky se dají využít při téměř jakémkoliv rehabilitačním cvičení, nejčastěji se však používají pro ztížení podmínek opory celé dolní končetiny se zaměřením na oporu nohy. Zatímco na tenzometrické desce je dnes možné objektivně naměřit mimo jiné hodnoty stranového zatížení, na balanční podložky se zatím zpětná vazba objektivně vytvořit nedaří. Pro pacienty i fyzioterapeuty je důležitá objektivní zpětná vazba při cvičení pacienta. Ta probíhá klinicky doposud nejčastěji pouze pomocí aspekční zpětné vazby terapeuta nebo systému kinematografických kamer. Proto tento způsob objektivizace zatížení při cvičení na balanční podložce je dalším krokem k maximálnímu zefektivnění rehabilitace.

První část diplomové práce se zabývá současným stavem rehabilitačních pomůcek a jejich aplikací v oblasti rehabilitace. Dále je provedena rešerše dostupných metod snímání pohybu na rehabilitační pomůcce. Na základě této rešeršní práce je zvolena jako optimální metoda kapacitního snímání dotyku, která je schopna detekovat vzdálenost snímaného objektu od elektrody. Následně je nezbytné navrhnout kapacitní systém, který je možné aplikovat pro sledování pohybu na balanční pomůcce. Tato část práce se dále zabývá výběrem vhodného materiálu pro realizaci těchto senzorů a jejich propojení s elektronikou, počtem snímacích prvků, jejich velikostí a vzdáleností mezi nimi.

V druhé části je na základě rešeršní práce vytvořen měřicí řetězec kapacitního měření vzdálenosti, který se skládá ze senzorické matice textilních elektrod a mikrokontroléru STM32 s velmi vysokým výkonem a nízkou spotřebou. Naměřené hodnoty jsou dále posílány pomocí sériové linky do připojeného počítače a digitalizovány.

Ve třetí části se práce zabývá digitálním zpracováním přijatých hodnot ze sériové linky v prostředí LabVIEW. Následně jsou naměřené hodnoty zobrazeny pomocí intenzitního grafu, který vykresluje distribuci vzdálenosti pacienta od senzorické matice. V aplikaci je dále doplněna funkce pro interpolaci měřených hodnot a algoritmus pro hodnocení pohybu na balanční pomůcce.

Součástí práce je také vzor pro cvičení, podle kterého je postupováno během testování navrženého senzorického systému. Konečné hodnocení této práce se zabývá posouzením vytvořených algoritmů pro hodnocení pohybů prováděných na pěnové balanční pomůcce AIREX® Elite.

1 Balanční podložky

Balanční podložky mají velmi široké uplatnění při rehabilitaci a fitness. Napomáhají k rozvoji koordinace, motoriky a posílení funkce celkové stability [1]. Při správném provedení může cvičení na těchto podložkách mít také velmi kladný vliv na eutonizaci svalového napětí, čímž mohou zvýšit výkonnost a především snížit četnost a intenzitu bolestí způsobených funkčními poruchami pohybového aparátu [2][3].

1.1 Současný stav balančních cvičebních pomůcek

Na trhu se můžeme setkat s různými typy a tvary balančních podložek. Podle konstrukce je můžeme rozdělit do tří základních skupin:

- **Vzduchové plochy**

Vzduchové plochy můžeme zařadit mezi nejznámější a nejčastěji využívané balanční podložky, a to jak v domácnostech, tak ve fitness centrech. Na trhu jsou nabízeny nejrůznější tvary, jako jsou např. gymnastické míče, BOSU®, válce či čocky. Výhodou cvičebních pomůcek naplněných vzduchem je možnost regulace pevnosti a lability, kdy s větším obsahem vzduchu dostává cvičební pomůcka menší dotykovou plochu s podložkou a stává se pro pacienta náročnější. Obvykle jsou vyráběny z PVC a jejich povrch je často pokryt akupresurními body, které zlepšují prokrvení dané tkáně a exteroceptivní schopnost [4][5][6][7][8][9].

Tento typ balančních podložek lze využít k různým typům cvičení a lze je i různě modifikovat. Jednou z možností využití je trénování správného držení těla při sezení tzv. dynamický sed, pomocí kterého lze předcházet bolestem zad při sedavém zaměstnání. Vzduchové rehabilitační pomůcky se také používají při sportovních přípravách či ve fyzioterapii ke stimulaci propriocepce a nácviku celkové stability [4][5][6][7][8][9].

- **Balanční desky**

Do této skupiny můžeme zařadit kulové či válcové úseče. Jsou konstruovány z velmi pevných materiálů, jakými jsou například dřevo nebo PVC. Balanční kruhové úseče mají nejčastěji podobu desky spojené s polokoulí. Její funkci můžeme přirovnat k principu houpačky, kdy na základě přenášení těžiště je třeba kompenzovat vychýlení do stavu rovnováhy. Cvičení na balančních deskách je zpravidla považováno za náročnější, poněvadž konstrukční materiál je, oproti výše uvedeným rehabilitačním pomůckám, velmi tuhý a nepoddajný [1][5][6][7][8][9].

- **Pěnové plochy**

Pěnové rehabilitační pomůcky fungují na podobném principu jako podložky vyplněné vzduchem, ale místo vzduchové náplně jsou vyplněny paměťovou pěnou. Jedná se o speciální typ paměťové pěny, která má schopnost rychlého návratu do původního tvaru. Na rozdíl od vzduchových ploch disponují pevno-labilní konstrukcí, mluvíme tedy o nižší úrovni nestability. Další výhodou, oproti vzduchovým

balančním podložkám (konkrétně BOSU®), je možnost lépe dosáhnout vhodnějšího centrovaného postavení kloubů. Lze tedy říct, že pěnové balanční podložky jsou vhodnější pro začátečníky, jelikož pěnová struktura umožňuje vytvořit oporu a tím zlepšit kontrolu nad danými pohyby. Dochází tak k lepší stimulaci mechanoreceptorů na chodidle a následně zvýšení senzomotorické zpětné vazby proprioreceptivní stimulace. Setkáváme se zde s nižší úrovní svalové aktivity s lepším kontrolovaným zapojením svalových skupin v rámci šlachosvalových řetězců [1][6][7][8][9].

V praxi se můžeme opět setkat s nejrůznějšími tvary, jako jsou např. pěnové podložky, válce nebo bloky. Pěnové balanční pomůcky jsou využívány zejména k aerobnímu a balančnímu cvičení [1][6][7][8][9].

1.2 Materiálový pohled

V oblasti rehabilitace se setkáváme s širokým spektrem konstrukčních materiálů, které jsou nejčastěji vyrobeny z různých druhů syntetických materiálů. Tyto materiály disponují převážně pevností, nízkou cenou, hmotností a flexibilitou. Pro použití těchto materiálů ve zdravotnictví je důležité, aby splňovaly určité zdravotně nezávadné požadavky. Pro uživatelskou bezpečnost a komfort by podložky měly být dále dobře přilnavé k povrchu a protiskluzové [8][9].

Tato část bude zaměřena na pěnové podložky, které jsou vyráběny z paměťové pěny. Jejich výhodou je, že udržují svůj tvar, pevnost a pružnost. Tento typ podložek se používá snadněji než jiné balanční nástroje, jelikož konstrukce umožňuje kontrolovaný pohyb a pomáhá tak zvyšovat vědomí o dané poloze jednotlivých částí těla. Při konstrukci pěnových podložek jsou nejčastěji využívány tři typy materiálů [11][12]:

- PVC + PE pěna
- EVAR (Ethylene Vinyl Acetate Rubber)
- TPE (Thermoplastic Elastomer)

1.2.1 AIREX® Balance pad Elite

Pro tuto diplomovou práci byla zvolena pěnová balanční podložka AIREX® Elite (Obr. 1). Podložky AIREX® jsou vyráběny speciální patentovanou technologií. Pochází od švýcarské společnosti Alusuisse, dceřiné společnosti Alcan Compositives. Jejich technologií je trojrozměrná nestabilní plocha, tvořená z poddajné pěny, sloužící k tréninku senzomotorických dovedností při rehabilitaci [11][12].



Obr. 1: AIREX® balance pad Elite [10]

Jedná se o strukturovanou měkkou pěnovou hmotu se speciální hustotou tvořenou z plastifikovaného polyvinylchloridu (PVC). Materiál neobsahuje ftaláty a má certifikaci SANITIZED®, která zaručuje ochranu před plísněmi a bakteriemi. Speciální struktura dále zabraňuje uklouznutí, pronikání vody a nečistot. Je velmi dobře přilnavá k povrchu, čímž zaručuje uživatelský komfort [11][12].

Struktura desky je tvořena uhlíkovými vlákny, které svým spojením tvoří zesílené polymerní jádro nazývané jako uhlíková vrstva. Materiál podložky je rozložen do tří uhlíkových vrstev o šířce 6 cm, které odolávají jak statickému, tak dynamickému zatížení. Spodní strana podložky je protiskluzová a na horní vrstvě se nacházejí akupresurní stimulátory nožních receptorů. Díky poddajné pění je tělo neustále vyzýváno k udržení rovnováhy a stabilizaci kloubů [11][12].

Tab. 1: Technická specifikace pěnové struktury AIREX® [13]

| Technické vlastnosti | | Jednotky | Hodnota |
|---|------------|-------------------|-------------|
| Délka | | mm | 480 ± 30 |
| Šířka | | mm | 480 ± 30 |
| Tloušťka | | mm | 60 ± 5 |
| Váha | | kg | 0,759 ± 40 |
| Hustota | ISO 1183-1 | kg/m ³ | 55–110 |
| Tvrdość v tlaku (25 % komprese) | ISO 3386-1 | kPa | 20–27 |
| Tvrdość v tlaku (50 % komprese) | ISO 3386-1 | kPa | 72–87 |
| Pevnosť v tahu | ISO 1798 | kPa | 310–600 |
| Prodloužení bez zatížení | ISO 1798 | % | 200–200 |
| Pevnosť ve smyku | ISO 1922 | N/mm ² | 0,85–2,4 |
| Tepelná vodivost při pokojové teplotě | ISO 8301 | W/m. K | 0,031–0,039 |

1.3 Aplikační oblasti balančních pomůcek v rehabilitaci a fitness

Rovnováha je pro všechny z nás nepostradatelnou podmínkou funkční lokomoce. Můžeme ji chápat jako rychlou reakci na náhlou změnu situace. Tvoří se podvědomě, ale určitými typy vědomého cvičení ji můžeme zdokonalovat. Lidské tělo získává informace o poloze těla z exteroceptorů, propioceptorů, vestibulárního aparátu a zraku. Po vyhodnocení těchto vjemů z aference vytvoří eferentní impuls v reakci na změněné podmínky. Tímto způsobem je možné držet celkovou stabilitu těla při stoji, sedu, ale i například při pohybu v kvadrupedální či bipedální lokomoci, případně při jiných situacích, jako je chůze o berlích [5][14][15][16].

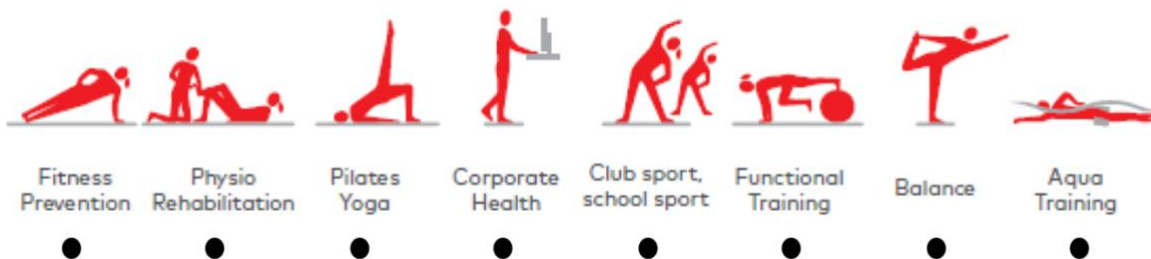
Z hlediska propioceptivní informace, jako je kinestézie a pozice kloubů z mechanoreceptorů, jsme schopni vnímat posun kloubu. Komplexní reflex reakce poskytuje posílení svalových vláken, která jsou nezbytná k odolání posunutí a k udržení posturální a kloubní stability [2]. Trénink rovnováhy je běžně používaná technika neuromuskulární kontroly pro zlepšení funkce či ke snížení rizika poranění pacienta [7].

Statická posturografie může být změněna různými způsoby, jako je například zúžení základní opory, snížení vizuální zpětné vazby, změna povrchu či snížení propioceptivní zpětné vazby [3]. Na pevnolabilních plochách jsme nuceni rychleji reagovat na změnu polohy těžiště. Při vědomém cvičení rovnováhy na balanční podložce dochází přirozeně k vychylování těžiště lidského těla [5][17].

Cvičení celkové stability lze rozdělit na cvičení s pevnou oporou, kterou může zastupovat tvrdá zem, a na cvičení při dynamicky se měnících podmínkách na podložce. Provedení cvičení při dynamických podmínkách je zpravidla náročnější na stabilizaci jednotlivých segmentů, tudíž i na stabilitu celkovou. U tréninku rovnováhy je podstatné udržet těžiště těla nad opornou bází, přičemž v ideálním případě také za dokonalé centrace jednotlivých kloubů v těle [5][17].

1.3.1 Balanční cvičení

Jak je již výše zmíněno, klinickou indikací pěnových balančních ploch je zejména trénink statické posturografie, který může vést ke zlepšení rovnováhy [5][17]. Cvičení na balanční podložce AIREX® je dobře modifikovatelné a lze provádět trénink ve stoje, v sedě či v leže. Na Obr. 2 je znázorněna aplikační oblast zvolené balanční podložky AIREX® Elite [18].



Obr. 2: Aplikační oblast balanční podložky AIREX® pad Elite [18]

1.3.2 Správné držení těla na balančních pomůckách

Účinnost cvičení na balančních podložkách závisí na správném držení těla. Pro člověka je charakteristické držení těla ve vertikální poloze, tedy vzpřímeně, s oporou o dolní končetiny. Z hlediska biomechaniky mluvíme o „ideálním modelu“, tedy o rovnovážném postavení hlavy, trupu a končetin, ke kterému se snažíme během cvičení co nejvíce přiblížit. Základní postavení těla je specifické pro každého jedince, což je ovlivněno rozlišnou stavbou kostry, pozicí kostních struktur a v neposlední řadě individuálními návyky. K udržení rovnovážné polohy je v návaznosti na aferentní a eferentní signály nezbytná fyziologická funkce svalstva, která funguje jako výkonná složka efektorové reakce na změněné podmínky [2][3][16].

Dalším faktorem, který ovlivňuje průběh cvičení je kontakt s podložkou, který aktivuje senzomotorické vjemy. Zda je vhodné cvičit naboso či v obuvi je dnes velmi častou kladenou otázkou. Na trhu jsou nabízeny nejrůznější typy obuvi, ovšem podrážka sportovních bot kvůli utlumené exterocepci nevyvolává přirozené reflexy. Dochází tak ke změně výchozího nastavení nohy a snížení exterocepce, která při přímém kontaktu s podložkou tvoří až 80 % celkového vjemu o okolním prostředí [5][16].

Posturografie označuje instrumentální hodnocení rovnováhy za statických nebo dynamických podmínek. Statická posturografie zkoumá posturální kývání těla, zatímco subjekty udržují statický postoj na nepohyblivém povrchu [16]. Během vzpřímeného postojení lze lidské tělo považovat za nestabilní systém, ve kterém silová gravitace a setrvačnost těla generují točivé momenty, které mají být vyváženy. Vertikální projekce celé tělesné hmoty se totiž v průběhu času neustále mění a odchyluje se od středu rotace hlezenního kloubu. Rovnováha ve stoje člověka může být reprezentována redukováným počtem kloubů připomínajících nestabilní jednočlánek obrácené kyvadlo [3][19].

2 Rešerše dostupných metod

Abstrakt

Tato rešerše je zaměřena na dostupné metody snímání pohybu, které lze aplikovat při realizaci senzorické balanční podložky. Pohyb a správnost jeho provádění je jednou z mnoha sledovaných veličin při rehabilitaci pacienta. Nejčastěji se setkáváme se snímáním distribuce plantárního tlaku, jehož výsledky jsou mnohdy ovlivňovány okolními senzory. Podle principu snímání můžeme tyto senzory rozdělit na kapacitní a odporové. Kapacitní senzory umožňují měřit bezkontaktní sílu, rychlost či vzdálenost. Dle konstrukčního řešení pak tyto senzory můžeme rozdělit na senzorické podložky a stélky, které se nejčastěji umísťují do obuvi či ponožek a můžeme tak snímat pouze cviky prováděné vestoje. V případě snímacích ploch je popsáno rozmístění sensorů, které jsou nejčastěji maticové nebo diamantové. Poslední část je věnována materiálovému pohledu těchto sensorů, které mohou být rigidní, nebo flexibilní v podobě vodivých textilií či fólií.

Klíčová slova

Snímání pohybu, měření plantárního tlaku, odhad rovnováhy, rehabilitace pacienta, rehabilitační senzory, správné držení těla, balanční pěnová podložka, biofeedback v reálném čase, senzorická balanční podložka

Úvod

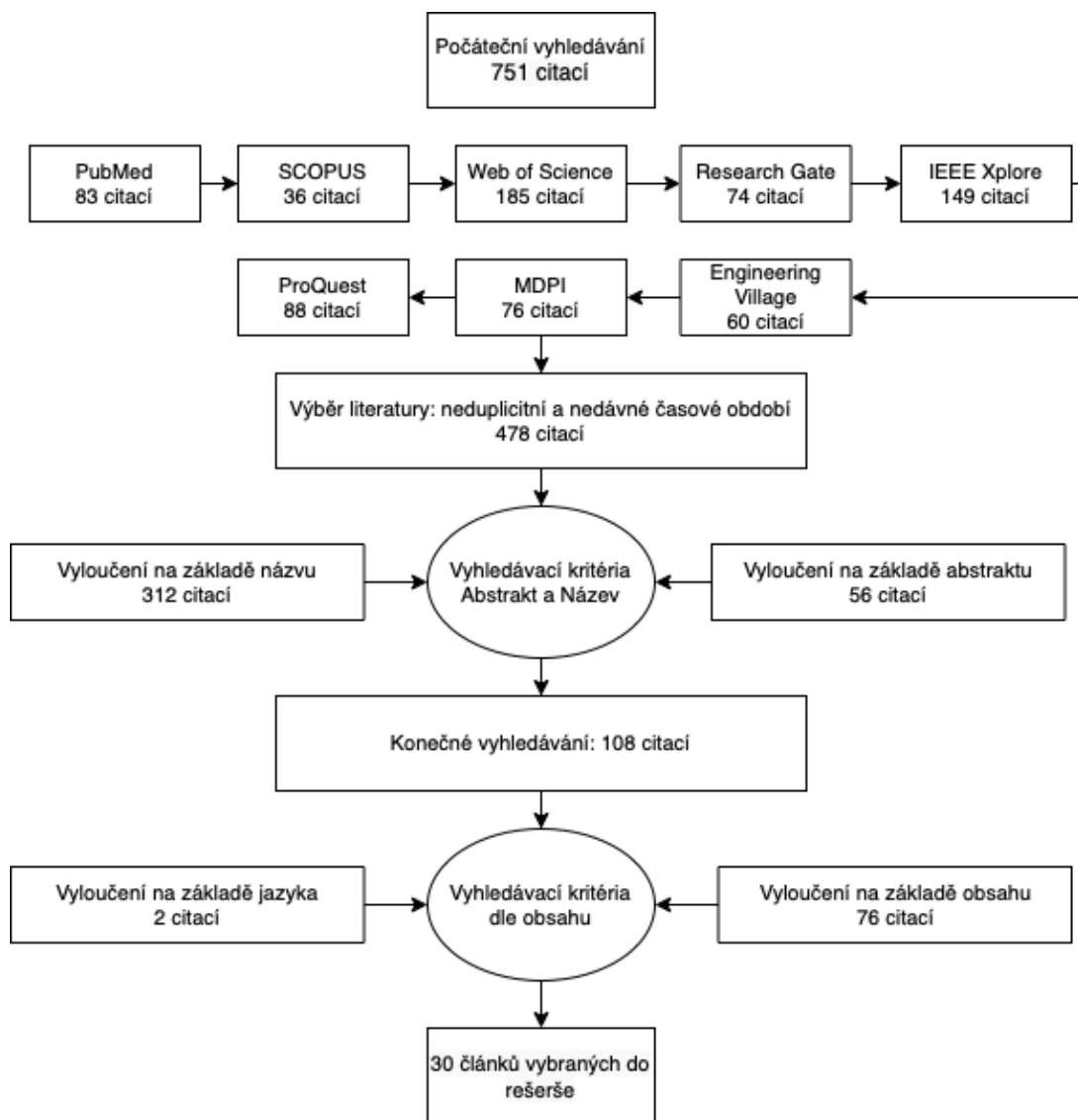
Cílem rešerše je najít vhodnou metodu ke snímání pohybů na balanční podložce AIREX®, která bude schopna ověřit správnost prováděných pohybů pacienta. Z konstrukčního hlediska by se mělo jednat o robustní [1][2], flexibilní [1][3][4][5][6][7][8] a levnou metodu [1][3][4], která se přizpůsobí pacientovi při provádění daných cviků a nebude tak omezovat jeho pohyb.

2.1 Struktura rešerše

Tato rešerše popisuje technická řešení snímání pohybu osob, které lze použít pro aplikaci senzorické balanční podložky. Zaměřuje se nejen na aplikační oblast, ale také na principy snímání a jejich výhody a nevýhody. Text obsahuje recenzi 30 článků. Články byly vybrány na základě zvoleného časového období 2016-2021. Tato rešerše byla provedena s využitím příspěvků, včetně příspěvků v časopisech, sbornících z konferencí, diplomových prací a přehledových článků. Mezi dalšími vyhledávacími kritérii jsou zvoleny pouze práce v anglickém jazyce.

Pro klasifikaci vhodné literatury byly vybrány následující databáze: Web of Science, SCOPUS, PubMed Research Gate, IEEE Xplore, ProQuest, MDPI a Engineering Village. Články byly vybrány podle různých kombinací klíčových slov, jako jsou: snímání pohybu, měření plantárního tlaku, odhad rovnováhy, rehabilitace pacienta, rehabilitační senzory, správné držení těla, balanční pěnová podložka, biofeedback v reálném čase, senzorická balanční podložka. Nevhodné články pak byly vyřazeny na základě názvu a abstraktu. V posledním kroku byla z vybraných článků odstraněna duplicita. Po selekci byly vybrány články převážně z období 2016-2021, čtyři články však byly z období 2012-2013. Články z období 2012–

2013 byly použity pro doplnění informací při zpracování rešerše. Obr. 3 ukazuje proces výběru článků pro zpracování.



Obr. 3: Vývojový diagram – výběr rešeršních článků [Zdroj: vlastní]

2.2 Vlastní rešerše

Pohyb a správnost jeho provedení je jednou z mnoha sledovaných veličin při rehabilitaci pacienta [20]. Měření plantárního tlaku na chodidle je důležitým nástrojem v mnoha oblastech, jako je posuzování sportovních výkonů, diagnostika nemocí nebo samotná rehabilitace [21]. Senzory pro hodnocení provedení správnosti cviků by měly být robustní [22][23], flexibilní [22][24][25][26][27][28][29] a odolné vůči tlaku i při vyšší tělesné hmotnosti pacienta [21].

Senzory, které lze využít ke snímání správnosti prováděných cviků, můžeme dle konstrukčního hlediska rozdělit do základních skupin: senzorické stélky [21][22][30][31], senzorické podložky [20][24][25][26][27][28][32][33][34] a kamerové systémy [30][35][36]. Podle principu snímání můžeme tyto senzory rozdělit na kapacitní [24][34][35][37], odporové [21][25][27][28][31][32][36][38][39][40] a optické [30][35]. Z hlediska konstrukční stavby senzoru se můžeme dále setkat se senzory rigidními nebo flexibilními. V případě flexibilních sensorů se nejčastěji používají vodivé textilie [24][38][41] či fólie [42][43].

Kapacitní senzory jsou často používány, jelikož disponují jednoduchou konstrukcí, vysokou citlivostí [29], nízkou cenou a spotřebou [24]. Výhodou kapacitní metody je možnost bezkontaktního měření síly, rychlosti nebo vzdálenosti [20]. Nevýhodami je ovšem nelinearita, driftování a hystereze [38]. Kapacitní snímání zaznamenává změny kapacity prostřednictvím přenosu náboje v důsledku přiblížení snímaného objektu nebo dotyku [34]. Tato metoda je založena na kapacitní vazbě a lze ji rozdělit podle modality na snímání objemu, deformace a posunutí. Objemové snímání je založeno na detekci změny kapacity způsobené změnou tvaru, velikosti nebo dielektrickou konstantou měřeného objektu. Snímání deformace dochází z hlediska vnějších deformačních změn, při kterých jsou zaznamenány úhly posunutí či zrychlení. Měřením vzdálenosti detekujeme pohyb objektu a jeho vzdálenost od elektrody. Rozlišení a citlivost těchto sensorů závisí na jejich konstrukci [38], jako například pružnosti dielektrické vrstvy [29].

Odporové senzory jsou nejčastěji používanými snímači z hlediska dobré linearity, vysoké citlivosti, malým rozměrem, velkému výkonu a nízké ceně [44]. Jsou velmi často využívány k detekci různých fyzikálních veličin, jako je například síla, tlak, hmotnost, posunutí nebo zrychlení. Odporové snímače využívají změny elektrického odporu materiálu při změně použité síly nebo tlaku. Tyto senzory jsou obvykle konstruovány z různých materiálů, jako je například měď nebo nikl. Nejčastěji se ovšem setkáváme s platinou, která disponuje stabilním elektrickým odporem [45][46].

Výše uvedené snímací metody lze propojit s optickými senzory, jako je například kamerový senzor Microsoft Kinect [30] nebo Vicon [35], které zvyšují haptickou odezvu [30]. Pomocí kamerových systémů je velmi často rehabilitace spojována s hraním her [47].

2.2.1 Senzorické stélky

Ke snímání pohybu lze použít senzorické stélky, které jsou pomocí sensorů schopny vyhodnocovat správnost jeho provedení na základě získaných dat o plantárním tlaku [21]. Pomocí těchto dat můžeme zjistit opěrné body během stání a následně pozorovat jejich výchylky při přenesení těžiště [30]. Senzorické

stélky můžeme umístit do obuvi [22][24][30][41] či ponožek [48][49][50]. Podle principu snímání můžeme stélky rozdělit na kapacitní a odporové.

- **Kapacitní senzory**

Senzorická stélka může být konstruována pomocí kapacitních senzorů. Tato stélka se skládá ze tří vrstev: horní tvoří textilní elektroda, střední je z dielektrika a spodní obsahuje elektrodu, která slouží zároveň jako stínící vrstva. Střední část senzoru, tedy dielektrická vrstva, má 24 senzorů s hexagonálně konfigurovanými póry, jejíž cílem je zvýšit citlivost senzoru v důsledku nižšího Youngova modulu. Pro optimalizaci výkonu snímače jsou dále zkoumány různé konfigurace a rozměry pórů, díky čemuž je zvolena optimální šestihrná konfigurace s velikostí pórů 600 μm [24]. Dále se můžeme setkat se snímači z polymerových optických vláken (POF) konstruovaných v podobě Braggových mřížek (FBG), které umožňují zaznamenávat plantární tlak během pohybu snímané osoby. Polymerová optická vlákna jsou vysoce flexibilní a zároveň robustní a jsou schopna monitorovat pacienty s vyšší tělesnou hmotností [22].

- **Odporové senzory**

Jako další relevantní řešení je uvedená stélka konstruována pomocí citlivého odporového snímače na základě trhlin, který lze sestavit z elastomeru a nerezové oceli. Senzor na bázi trhlin je snímač napětí s ultra vysokou citlivostí a je složen ze tří vrstev: elektrického vodiče, vrstvy vytvářející trhliny a spodní podkladové vrstvy. Jeho princip spočívá v ohybu nerezové oceli v důsledku působení tlaku, čímž dochází ke kolísání odporu, který je převeden na napětí a následně snímán [21].

2.2.2 Senzorické podložky

V praxi se můžeme nejčastěji setkat se senzorickými podložkami od tří prodejců: S4 (Sensors Inc. s optickým senzorem Kinotex), Tekscan (odporový senzor BRE5400 -1) a XSensor (kapacitní senzor LXI00: 36.36.02). U těchto senzorů byla zkoumána rychlost dynamické odezvy, která byla nejrychlejší u výrobce XSensor, naopak u krátkodobých experimentů můžeme pozorovat nejpomalejší dobu náběhu a zotavení u podložky Tekscan [33].

- **Kapacitní senzory**

Kapacitní senzory využívají vzájemnou kapacitu k zaznamenávání aktivity pacientů [42]. V publikaci [34] je představeno pole kapacitních senzorů v podobě 9 mm proužků z měděného lepidla konstruovaných do dvouvrstvé mřížky umístěné na plexiskle. Horní vrstva se skládá z osmi elektrod vysilače a spodní z osmi přijímacích elektrod. Vzdálenost mezi jednotlivými elektrodami je 5,5 cm. Tato struktura tvoří 64 snímacích prvků, které jsou převáděny do digitální podoby prostřednictvím mikrokontroléru MSP430 (Texas Instruments). Tyto pohyby způsobují změny v elektrickém poli, které se kvalifikují vzorkováním měnící se kapacity mezi měděnými páskovými elektrodami, které nám umožňují snímat vzdálenost [34]. Kapacitní senzory mohou dále fungovat na bázi transparentního a flexibilního materiálu tvořeného sloučeninou oxidu india a cínu (ITO). Navržené jednovrstvé senzorické pole je diamantové struktury a tvoří ho 4x5 prvků. K měření kapacity při dotyku na desce se používá mikrokontrolér – Texas Instruments

MSP430FR2633. Prototyp je schopný detekovat blízkost, dotyk a pohyb rukou. Umí podporovat více dotykové ovládání, které umožňuje detekovat i složité pohyby [42].

V publikaci [29] navrhuje kapacitní snímač tlaku na bázi dielektrické vrstvy superelastického polydimethylsiloxanu (PDMS) s rovnoměrně rozmístěnými mikropóry, který je elastický a vysoce citlivý [29]. V praxi se můžeme také setkat s kapacitními senzory umístěnými do měděné kostky, která je schopna detekovat přiblížení pacienta k senzoru. Detekční vrstva se skládá z RLC oscilátoru, ke kterému je přidána měděná elektroda působící jako druhý kondenzátor. Rezonanční frekvence klesá s přiblížením ruky uživatele, a naopak kapacita se zvyšuje [35].

- **Odporové senzory**

V publikaci [41] navrhuje textilní senzor (e-textil), jehož jednotlivá vlákna jsou rovnoměrně potažena dopovaným polypyrolem (PPY), což zaručuje jejich pevnost, pružnost a pórovitost. Další výhodou je nízká cena, měkkost a poměrně vysoká citlivost schopná zaznamenávat i malé změny plantárního tlaku. E-textil byl rozřezán na několik snímacích prvků (8x8 mm), které byly spojeny vodivými páskami s mezerami o velikosti 2 mm. Tyto vodivé pásy tak tvoří maticové pole, kde jednotlivé řádky a sloupce zastupují souřadný systém každého snímače [41]. Na bázi textilních senzorů se můžeme také setkat s chytrým kobercem, který je schopen zaznamenávat tlakovou distribuci a rozezná různé druhy cviků. Systém je tvořen textilními senzory v maticovém rozložení. Prostorové uspořádání navrženého senzoru je až 1 cm² a tlakový dynamický rozsah je od 0,25x10⁵ do 5x10⁵ Pa [38]. Dalším relevantním řešením je pokrytí těchto podložek tkaninou (FlexTiles) snímající tlak, což umožňuje vizuální zpětnou vazbu k zobrazení tlakové distribuce [47]. FlexTiles představuje flexibilní, roztažitelný dotykový senzor citlivý na tlak odolný vůči vysoké mechanické deformaci. Snímací materiál se skládá ze dvou vrstev zebrové tkaniny s jednou vrstvou EeonTexTM LG-SLPA umístěnou mezi nimi [51]. Mezi tlakovými snímači se můžeme také setkat s modulárními systémy piezorezistivních snímačů síly sestavených na flexibilní desce plošných spojů [28]. V publikaci [25] je navržena podložka tlakové distribuce pomocí vícevrstvého odporového snímače. Horní vrstva navrženého snímače je tvořena elektricky odporovou citlivou vrstvou a spodní část se skládá z ochranné a protiskluzové pěnové vrstvy. Navržený systém se skládá z tlakového senzoru ze svislých a vodorovných vláken. Tato vlákna jsou integrována do kontaktních vrstev pomocí termoplastického polyurethanového pásu (TPU) a tvoří tak 80 tlakových senzorů. Rozměr pole je 8x10 s mezerami 8 cm mezi senzory horizontálně a vertikálně. Velikost senzoru je 1 cm², takže hustota senzoru se pohybuje v rozmezí průměrné velikosti lidské nohy [25]. Publikace [40] uvádí senzorickou desku pro snímání distribuce plantárního tlaku. Celá deska je pokryta polymerní fólií o tloušťce 5 mm. Uprostřed této desky je umístěna matice, která obsahuje 72 odporových senzorů (FRS) citlivých na sílu ve formě fixního pole o velikosti 6x12 a mezerami mezi jednotlivými senzory 0,2 mm. Měření je uzpůsobeno přímému kontaktu se senzory, tedy měření naboso [40]. V [27] je navržen tenký a flexibilní velkoplošný snímač tištěný sítotiskem pomocí inkoustu se stříbrnými vločkami a uhlíkovými částicemi, který obsahuje 16 snímacích prvků. Velikost jednotlivých senzorů je 11x12 mm. Celková plocha senzoru je 505 cm²[27]. Tlakové snímače je dále možné konstruovat z nevodivého materiálu, na kterém jsou podélně umístěny měděné pásy [32].

Tab. 2: Souhrn řešení

| STÉLKY | | | | | |
|-----------------|-------|-----------------|--|---|-------------------------|
| | Zdroj | Měřená veličina | Konstrukce | Velikost | Počet senzorů |
| KAPACITNÍ | [24] | tlak | Senzor s hexagonálně konfigurovanými póry | - | 24 |
| | [22] | tlak | Senzor z polymerových optických vláken | - | 5 |
| ODPOROVÉ | [21] | tlak | Snímač na bázi trhlin | - | 5 |
| PODLOŽKY | | | | | |
| KAPACITNÍ | [42] | vzdálenost | Dotykový panel se senzory z transparentního materiálu ITO | - | 4x5 |
| | [34] | vzdálenost | Měděné pásky uspořádané do dvourozměrné matice | 9 mm šířka 5,5 mezera | 8x8 |
| | [52] | tlak | XSensor – flexibilní sensorická podložka | - | - |
| | [46] | tlak | FlesTiles – piezorezistivní senzory uspořádané do matice | - | - |
| | [29] | tlak | Textilní senzor umístěný v porézní dielektrické vrstvě PDMS | - | - |
| ODPOROVÉ | [39] | síla | Maticový senzor pokrytý polymerní fólií o tloušťce 5 mm | 0,2 mezera 250x120 mm | 6x12 |
| | [52] | tlak | Texscan | - | - |
| | [27] | tlak | Smart Surface – textilní senzor | - | 30x30 32x32 80x80 |
| | [29] | tlak | Flexibilní deska plošných spojů s piezorezistivní senzory | 4 a 8 cm mezera | 32 |
| | [53] | tlak | 4vrstvá podložka s měděnými textilními proužky | 8 cm mezera 1 cm ² velikost | 8x10 |
| | [32] | tlak | Maticově uspořádané vodivé proužky na nevodivém materiálu Velostat | 1x10 mm šířka 300x150 mm | - |

2.3 Diskuse

Sledování pohybu pacienta a jeho správnosti provedení je jedním z mnoha posuzování sportovních výkonů, diagnostiky nemocí či rehabilitace pacienta [20][21]. Senzory pro toto snímání by měly být robustné [22][23], flexibilní [22][24][25][27][28][29], a také by měly být schopny odolávat vyšší tělesné hmotnosti snímané osoby [54]. Tyto senzory můžeme rozdělit dle konstrukčního hlediska na sensorické stélky [22][30][31][54], sensorické podložky [24][25][27][28][34][52][55][56] a kamerové systémy

[30][35][36]. Z hlediska principu snímání je pak dále můžeme rozdělit na senzory kapacitní [24][34][35][37] a piezorezistivní [21][25][27][31][38][40][48][56].

Mezi nejčastěji používané senzory pro snímání pohybu pacienta můžeme zařadit kapacitní senzory, které mají jednoduchou konstrukci, velkou citlivost [29], nízkou cenu a spotřebu [24] a jsou schopny měřit bezkontaktně [20]. Dalšími, velmi často využívanými senzory v této oblasti jsou piezorezistivní snímače, které mají dobrou linearitu, vysokou citlivost a nízkou cenu [44]. Tyto senzory se často spojují s kamerovými systémy, které zvyšují haptickou odezvu snímání, čímž usnadňují stanovení správnosti prováděných cviků [30][35].

Jak je již výše zmíněno, z konstrukčního hlediska se můžeme setkat se sensorickými stélkami [21][22][30][31] nebo podložkami [20][24][25][32][34][38][52][57][58]. Sensorické stélky jsou obvykle spojovány se správností vyhodnocení pohybu na základě získaných dat o distribuci plantárního tlaku [21][30]. Jejich výhodou je snadná aplikace do obuvi [22][24][30][41] či ponožek [48][49][51], vysoká flexibilita a robustnost [22]. V praxi se můžeme setkat s konstrukcí sensorických stélek pomocí citlivého snímače napětí na bázi trhlin [21], kapacitního senzoru [24] nebo senzoru na bázi optických vláken v podobě Braggových mřížek [22].

Větší uplatnění nalezneme u sensorických podložek z důvodu jejich širokého uplatnění. Na trhu se nejčastěji setkáme se sensorickými podložkami od prodejců S4, Tekscan a XSensor [52]. Využívanými materiály pro konstrukci senzorů v této oblasti jsou materiály flexibilní nebo rigidní. Z hlediska flexibilních materiálů mluvíme o E-textiliích [38][41][47][51], vodivých fóliích [32][40][57], které mohou být propojovány prostřednictvím vodivých lepidel [34]. V případě rigidních senzorů můžeme mluvit o kapacitních senzorech umístěných do měděné kostky, která je schopna detekovat přiblížení/oddálení pacienta [35]. Senzory pro snímání pohybu pacienta mohou být také vytvořeny pomocí sítotisku [57] nebo v podobě měděných pásků [32]. Další aplikací jsou vodivá lepidla, která mohou být měděná a lze je konstruovat do dvouvrstvých mřížek na plexisklo, kde je snímána změna kapacity mezi měděnými páskovými elektrodami [34].

Senzory tvořené E-textiliemi jsou levné, měkké, pevné, elastické a vysoce citlivé. Mezi textilní senzory můžeme zařadit maticové piezorezistivní senzory tvořené textilními vlákny potaženými dopovaným polypyrolem propojených vodivými páskami [41] nebo chytrý koberec, který pomocí algoritmu umí rozeznat různé druhy cviků [38]. Textilní senzory se nejčastěji umísťují na cvičební pomůcky [47][51], což ovšem může snižovat funkčnost těchto ploch [7].

Tlakovou distribuci lze měřit pomocí vícevrstvého odporového snímače tvořeného z tlakového senzoru a vodivých vláken potažených TPU [25] nebo maticí senzorů potaženou polymerní fólií pro flexibilní použití [40].

2.4 Závěr

Cílem rešerše bylo nalézt vhodné řešení ke snímání pohybu na podložce AIREX® k ověření správnosti prováděných cviků. Tento senzor by měl být robustní [22][23], flexibilní [22][24][25][29], a také by měl být schopný odolávat vyšší tělesné hmotnosti snímané osoby [21].

Bylo zde popsáno 30 článků zaměřených na možné principy snímání. Mezi nejčastěji používané metody patří snímání tlakové distribuce plantárního tlaku [21][22][25][30][32][38][41][52][58]. Nevýhodou této metody ovšem je možnost působení okolních senzorů na výslednou distribuci plantárního tlaku [38]. Tato problematika je řešena pomocí metody VF-NSE [21]. Vhodnější metodou je kapacitní snímání [24][34][35][42], které je schopno bezkontaktně [20] měřit vzdálenost od snímaného předmětu [16]. Další výhodou kapacitních senzorů je jednoduchá konstrukce, vysoká citlivost [29], nízká spotřeba a cena [24].

Dále můžeme senzory rozdělit podle principu použití na senzorické stélky [21][22][30][31] nebo podložky [20][24][25][30][32][34][38][52][57][58]. Senzorické podložky mají větší uplatnění a je možné je využít při různých typech cvičení [7][21][30]. Naopak u senzorických stélek, které umísťujeme nejčastěji do obuvi [22][24][30][41] či ponožek [48][49][50], je uživatel limitován pouze na snímání cvičení ve stoje [22][24][29][49]. Dalším aspektem je cvičení v obuvi [40], při kterém nemůže pacient změnit výchozí postavení nohy, čímž dochází k ovlivnění jeho opory, a tedy jeho větší nestabilitu během provádění daného cviku [7].

Z hlediska materiálového pohledu bude nejlepší použít textilní senzor [38][41][47][51], který je levný a flexibilní [41]. Vzhledem k funkčnosti balanční podložky by bylo vhodné řešit takový senzor, který se umístí pod podložku. Nebude tak docházet ke tlumení funkčnosti podložky, nevýhodou budou ovšem velmi malé snímané hodnoty [7].

2.5 Dostupná komerční řešení

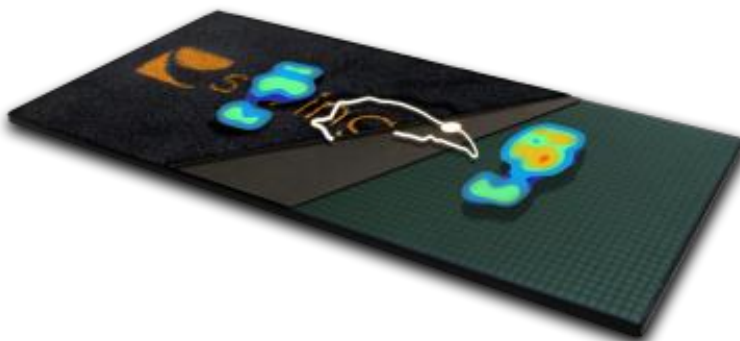
V následující kapitole jsou popsána dostupná komerční řešení snímání správnosti provádění daných cviků na balančních podložkách.

Jedním z možných řešení snímání je podložka BodiTrak balance systém. Jedná se o flexibilní bezdrátovou podložku se zabudovanými tlakovými senzory, kterou lze umístit jak na pevné, tak na balanční plochy. Systém zaznamenává střední tlak (COP), z kterého dále počítá celkovou maximální vzdálenost spolu s rychlostí pohybových změn. Zaznamenaná data jsou zobrazena v podobě barevného rozložení plantárních tlaků, čímž můžeme definovat naši stabilizační schopnost, rozsahy pohybu a rozložení hmotnosti na chodidle. Systém BodiTrak spolu s vývojovou platformou je zobrazen na Obr. 4. [59].



Obr. 4: BodiTrak2 [60]

Podložka Swing Catalis Balance obsahuje více než 2 000 tlakových senzorů s vysokým rozlišením a poskytuje informace o tlakové analýze tlaku, přesné tlakové distribuci a mapování center tlaku v reálném čase (CoP). Podložka také poskytuje přesné měření šířky postojy vypočítané ze vzdálenosti mezi středem tlaku každé nohy [61].



Obr. 5: Swing Catalyst Balance Plate [62]

Další dostupnou metodou je Xsensor (Obr. 6) od společnosti Logeman, která dynamicky mapuje tlaky. Jedná se o kapacitní systém senzorů, který zaznamenává distribuci tlaků při různých aktivitách. S Xsensorem se můžeme v praxi setkat v různých podobách ať už se jedná o podložku nebo inteligentní stélku, kterou si umístíme do bot. Pomocí těchto bezdrátových senzorů jsou shromažďována data prostřednictvím SW Pro Foot & Gait v reálném čase. [63].



Obr. 6: XsensorR – chytrá stélka[64]

Bezdrátová balanční deska Bobo Balance (Obr. 7) slouží k tréninku rovnováhy a koordinace. Jedná se o technologii, kde pomocí interaktivní hry můžeme sledovat naše pohyby. Bobo desku lze umístit na různé povrchy, ať už to je balanční disk či BOSU® [65].



Obr. 7: Bobo Balance [66]

MFT Balance (Obr. 8) je senzor umístěný v elastickém pásku, který je možné umístit na balanční podložku. Senzor je připojen přes Bluetooth k aplikaci MFT Bodyteamwork, která předepisuje cvičení a snímá jeho správnost v reálném čase [67].



Obr. 8: MFT Balance [67]

Chytrá podložka YogiFi (

Obr. 9) obsahuje senzory tlaku. Podložka disponuje umělou inteligencí, pomocí které umožňuje uživateli zpětnou vazbu v podobě pokynů a návrhu držení těla v reálném čase. Systém je kompatibilní s chytrými telefony a hodinkami, kde uživatel může sledovat správnost provádění cviků z hlediska umístění končetin [68].



Obr. 9: YogiFi [69]

Chytré zrcadlo VAHA je interaktivní tréninkové zařízení, které poskytuje uživateli osobní tréninkový program v pohodlí domova. Zrcadlo disponuje integrovanými reproduktory, mikrofonem, kamerou, a také Bluetooth připojení [70]. Senzory zachycují pohyb osoby a prostřednictvím umělé inteligence uživateli poskytují okamžitou zpětnou vazbu o správnosti provádění cviků [71].



Obr. 10: VAHA [72]

PODIUM je senzorická podlaha, která poskytuje komplexní vyhodnocení symetrie ve statických a dynamických pohybech prostřednictvím rozšířené reality. Sledována je například souměrnost zátěže, odchylka od centrálního tlaku, rychlost při výskoku či výška skoku. Jedná se o tříosé senzorické desky, které umožňují současně vizualizovat tři složky síly (vertikální, předozadní a laterální). Celý systém je doplněn o videokamery a monitor, prostřednictvím kterého uživateli poskytuje okamžitou zpětnou vazbu [73].



Obr. 11: PODIUM [74]

INFINI-T je modulární systém pro měření reakční síly po celém povrchu. Systém se skládá z obdélníkových (60x40 cm) a čtvercových (40x40 cm) modulů, které jsou různě kombinovatelné. Každý modul obsahuje interní zesilovač a systém ochrany proti přetížení. Při kombinaci těchto modulů jsou automaticky zpracovány a integrovány signály přecházející ze sousedních modulů, čímž tvoří jednotný senzorický povrch [75].



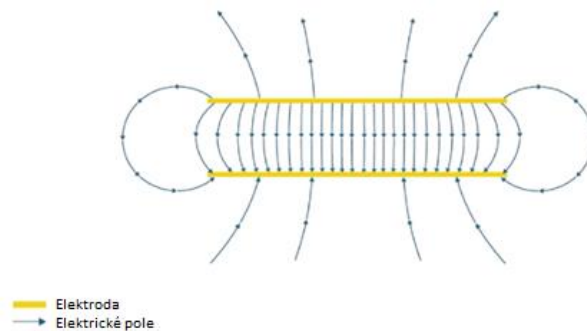
Obr. 12: INFINI-T [76]

3 Metody kapacitního snímání vzdálenosti

Kapacitní senzory vzdálenosti používáme k detekci přítomnosti předmětů nebo materiálů. Na rozdíl od ostatních typů senzorů nenavazují přímý kontakt se snímaným objektem, proto je můžeme řadit mezi bezkontaktní senzory [77].

3.1 Kapacitní snímání

V elektronice se můžeme setkat se třemi základními typy součástek – rezistory, kondenzátory a induktory. Rezistory jsou pasivní prvky, které energii rozptylují. Kondenzátory a induktory řadíme mezi prvky aktivní, které, na rozdíl od těch pasivních, energii ukládají. Kondenzátor je v základní podobě tvořen dvěma vodivými deskami (elektrodami) oddělenými nevodivým materiálem (dielektrikem), kterým může být například sklo, plast nebo vzduch. Princip funkce kondenzátoru spočívá v ukládání elektrického náboje a tvorby elektrického pole. Množství tohoto náboje je úměrné jeho kapacitě, která je závislá na dielektrické konstantě, ploše a vzdálenosti desky [78].



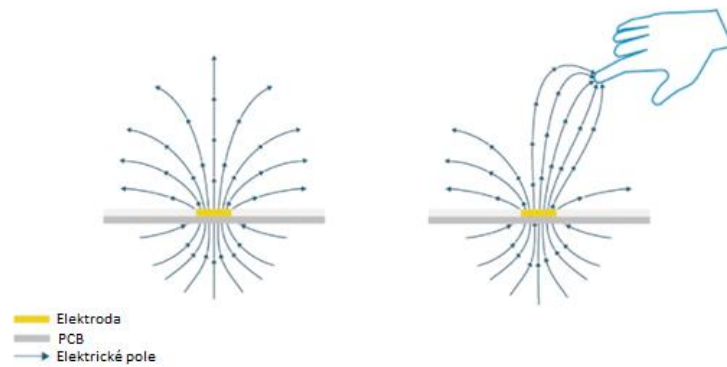
Obr. 13: Kapacitor [79]

Kapacitní snímání umožňuje detekovat kapacitní změny. Snímací prvky mohou být tvořeny různými materiály, jako jsou například měděné desky plošných spojů, drátů či textilních elektrod [80].

Změny kapacity mohou být způsobeny lidskou interakcí (kapacitní dotyk a přiblížení) nebo přítomností různých materiálů. Pojem kapacita můžeme definovat jako schopnost objektu ukládat elektrický náboj [80], který je postupně nabíjen a vybíjen. Hodnota tohoto náboje je přímo úměrná přítomnosti snímaného objektu. [81]. V praxi se můžeme setkat s použitím kapacitních senzorů k určování polohy, snímání vlhkosti či tlaku [82]. Kapacitní snímání můžeme dále rozdělit na dva typy – vlastní kapacita a vzájemné kapacitní snímání [78].

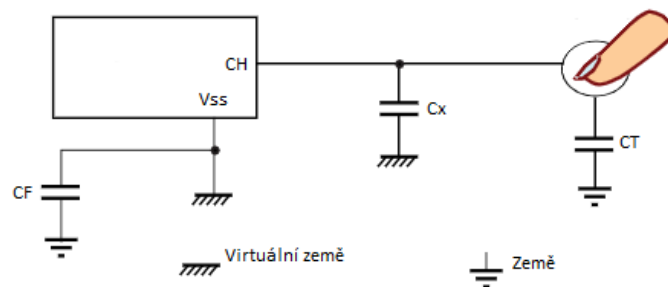
3.1.1 Vlastní kapacita

Vlastní kapacita, někdy označovaná jako povrchová kapacita [80], je princip snímání, při které každá elektroda pracuje samostatně a výsledná kapacita je měřena vůči zemi [78], jak je znázorněno na Obr. 14.



Obr. 14: Vlastní kapacita [83]

Měření vlastní kapacity můžeme označit za velmi efektivní a robustní metodu [78]. Samotný princip spočívá v nabíjení a vybíjení kapacity elektrod. Kdy je část takto vzniklého náboje akumulována do vzorkovacího kondenzátoru, který může být mnohdy umístěn externě. Tento jev se opakuje až do té doby, dokud napětí na vzorkovacím kondenzátoru nedosáhne předem stanovené prahové hodnoty. Počet potřebných přenosů pro dosažení prahové hodnoty je přímo úměrný velikosti kapacity dané elektrody. Při přímém dotyku objektu a elektrody, je počet cyklů nezbytných pro nabití vzorkovacího kondenzátoru menší, než je tomu u snímání vzdálených objektů [84].



Obr. 15: Princip kapacitního snímání dotyku [84]

Na Obr. 15. je znázorněn princip snímání kapacitního měření dotyku. Kde kapacita C_x představuje parazitní kapacitu elektrody, která je složena z kapacity země a země virtuální. Kapacitu země můžeme v této aplikaci zanedbat, ovšem hodnota virtuální země je ovlivněna návrhem DPS. Z toho důvodu je při návrhu desky nutno tuto kapacitu potřeba minimalizovat. Další kapacitou, kterou se musíme při návrhu desky zabývat, je zpětnovazebná kapacita mezi zemí C_F . Zdrojem snímaného signálu je kapacita C_T , která vzniká při dotyku objektu s elektrodou. Celkovou změnu kapacity můžeme vypočítat jako kombinaci výše zmíněných kapacit (C_x , C_F a C_T) dle následujícího vzorce [84].

$$C_x + \frac{1}{\frac{1}{C_T} + \frac{1}{C_F}} \quad 3.1$$

Konstrukce kapacitního snímače se obvykle skládá ze tří vrstev – spodní desky, sady měděných elektrod a vrstvy krycí. Krycí vrstva je konstruována z nevodivého materiálu, kterým je nejčastěji plexisklo. Spodní vrstva, nazývaná také jako substrát, je základní částí, na kterou upevňujeme elektrody. Substrát je obvykle vyráběn z PCB, akrylátu nebo polykarbonátu. Některé z těchto materiálů mohou zadržovat vodu obsaženou v atmosféře, což může způsobit nežádoucí jevy, jako je například zvýšená relativní permitivita a tvorba vzduchových bublin. Tyto nepříznivé jevy mohou vést k útlumu citlivosti senzoru. Elektrody se v obvykle vyrábí z mědi, uhlíku, stříbrného inkoustu nebo indiumtinoxidu. V praxi se můžeme setkat s flexibilními tištěnými obvody [85] [84], které jsou vhodné zejména při mechanicky stabilních aplikacích. Pokud ovšem dochází k nestabilitám v těchto systémech, můžeme zaznamenávat falešné detekce dotyků. Další částí kapacitního senzoru pro měření dotyku je tzv. panel. Jedná se o hlavní část systému, která je tvořena dielektrickými kondenzátory umístěnými mezi dotykovou plochou a elektrodou. Citlivost celého měřícího zařízení je možné kompenzovat tloušťkou panelu, velikostí elektrody a dielektrickou konstantou. Během volby materiálu musíme brát také na zřetel koeficient SNR, který se s tloušťkou materiálu zvyšuje. Z hlediska konstrukce elektrody se musíme také zabývat velikostí elektrody, kdy při větších rozměrech elektrod dochází k růstu potenciálu parazitní kapacity a relativní citlivost je snížena. Můžeme tedy říct, že parazitní kapacita je přímo úměrná ploše elektrody [84].

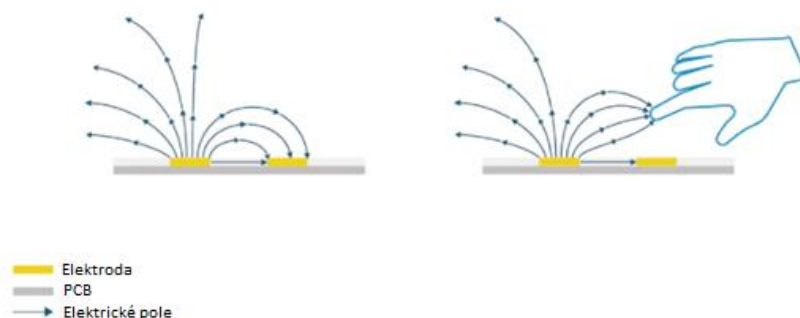
Pro zajištění stabilní detekce dotyku, je dále nezbytné zamezit i nepatrnému vychýlení DPS, které může vést ke špatnému snímání dotyku. Kapacitu dotykové plochy můžeme vypočítat podle následujícího vzorce [84].

$$C_T = \frac{A \epsilon_R \epsilon_0}{d} \quad 3.2$$

Kde kapacita C_T je kapacita dotykové plochy, A značí oblast elektrody a vodivého předmětu, vzdálenost d je distance mezi elektrodou a vodivým předmětem, ϵ_R je dielektrická relativní permitivita a ϵ_0 je dielektrická vakuová permitivita [84].

3.1.2 Vzájemná kapacita

Se vzájemnou kapacitou, se můžeme setkat například u dotykových obrazovek chytrých telefonů [78]. Na rozdíl od vlastní kapacity jsou definovány obě desky kondenzátoru. Elektrody se skládají ze dvou samostatných elektrodových struktur (vysílací a přijímací elektroda). Při dotyku se vzájemná kapacita mezi těmito elektrodami snižuje, z důvodu narušení šíření elektrického pole mezi elektrodami [80].



Obr. 16: Vzájemná kapacita [86]

3.2 Výhody a nevýhody kapacitního snímání vzdálenosti

Jak je již výše zmíněno, s kapacitními senzory se můžeme setkat při detekci různých objektů. Výhodou kapacitních senzorů je zejména nízká výrobní cena, vysoké rozlišení [78], vysoká linearita, jednoduchá konstrukce, stabilita a hystereze [81]. Další výhodou jsou bezkontaktní aplikace s velmi rychlou odezvou a delší životností oproti polovodičovým snímačům [87]. Mezi nevýhody řadíme vysokou úroveň přesnosti, která může být ovlivněna okolním prostředím, jako je například vlhkost nebo změna prostředí. Kapacitní senzory vzdálenosti mají poměrně malý snímací dosah [88] a skenovací doba zaznamenává pouze velmi drobné změny kapacity. Tyto změny mnohdy obsahují i šumovou složku. Pro snížení šumu a zlepšení SNR je možné aplikovat softwarové filtry, jako jsou například IIR nebo filtry průměrovací. Eliminovat šumovou složku je také možné pomocí stíněných přívodních kabelů [89].

4 Návrh senzorického řešení pro sledování pohybu na pěnové balanční podložce

Na základě provedené rešerše byl pro sledování pohybu na pěnové balanční podložce zvolen systém využívající kapacitní senzory pro určení vzdálenosti. V této kapitole je popsán návrh tohoto řešení a jeho realizace. První část se zabývá použitým materiálem kapacitních senzorů a možnosti jeho propojení s elektronikou. Druhá část je zaměřena na dostupná řešení kapacitních senzorů k detekci vzdálenosti, konkrétně na velikost jednotlivých elektrod a vzdálenosti mezi nimi.

4.1 Materiál pro realizaci kapacitních senzorů vzdálenosti

Kapacitní senzory jsou velmi často využívány v oblasti nositelných senzorů a monitorování zdraví z důvodu vysoké citlivosti, flexibility a malé hmotnosti [81]. Obvykle jsou konstruovány pomocí poddajných materiálů, jako jsou právě vodivé textilie nebo fólie [85].

4.1.1 Elektronický textil

Elektronický textil (e-textil), nazývaný také jako inteligentní textil, můžeme definovat jako textilní materiál obsahující speciální elektronické funkce pro snímání [90][91][92]. Rozlišujeme následující skupiny:

- **Pasivní textilie**

Jsou senzory reagující na vnější podněty, se kterými již nejsou schopny pracovat. Můžeme sem zařadit například čidla nebo indikátory okolního stavu [91].

- **Aktivní textilie**

Aktivní textilní senzory mají ve své konstrukci zabudované akumulátory, díky kterým jsou schopny reagovat na změnu vnějšího prostředí a současně ji i regulovat. Tato reakce může být vyvolána přímo nebo prostřednictvím centrální řídicí jednotky. Do této skupiny můžeme zařadit textilie se změnou barvy, s tvarovou pamětí nebo teplo senzitivní textilie [91].

- **Super inteligentní textilie**

Super inteligentní textilie jsou schopny zaznamenat podnět, reagovat na něj a přizpůsobit své chování okolním podmínkám. Tento typ textilií disponuje centrální jednotkou schopnou reagovat na změny okolního prostředí a hodnotit je [91].

Tyto chytré textilní materiály jsou konstruovány pomocí elektricky vodivých vláken. Tato vlákna můžeme rozdělit do tří skupin:

- **Kovová vlákna**

Tento typ elektricky vodivých vláken může být vytvořen prostřednictvím tažením vláken tenkou vrstvou kovu (stříbrem či zlatem) nebo se může jednat čistě o kovové části (vlákna z nerezové oceli s vlákny tvořící polymerní vlákna). Tento typ vláken se velmi často používá jako vodiče pro elektronická připojení, součást elektronických součástí nebo jako elektrody v elektroanalytických zařízeních [91][93].

- **Polovodivá vlákna**

Polovodivá vlákna označujeme za univerzální materiály. Jedná se o vodivé polymery a uhlíkové nanomateriály, které můžeme modelovat do podoby nití. S tímto typem polovodivých materiálů se setkáváme nejčastěji u závitových tranzistorů nebo optoelektrických zařízení [91][93].

- **Kompozitní materiály**

Kompozitní materiály, nazývané také jako kompozit, jsou kombinací dvou či více materiálů s rozlišnými fyzikálními vlastnostmi. Z hlediska konstrukce textilních elektrod se můžeme setkat s propojením elektricky vodivých a nevodivých 2D nebo 3D materiálů [91][93].

4.1.2 Výroba elektronického textilu

Jednou z možností výroby kovových vláken je tažení drátem, který je obvykle ze stříbra, nerezové oceli nebo niklu [93][94]. Pomocí této metody jsme schopni dosáhnout velmi malých průměrů. Vlákna tvořená touto metodou jsou dostatečně pružná a lze je i tkát [95]. Textilní vlákna lze kombinovat s elektronikou v podobě upevnění součástek na textil. Elektricky vodivá vlákna mohou být dále vyráběna metodou potahování, kdy jsou vlákna polévána kovem nebo kovovou solí. Dalším způsobem výroby e-textilu je použití vodivého inkoustu s obsahem kovu. Inkoustový tisk je flexibilní a univerzální [93][94][95].

Textilní elektrody jsou velmi často využívány kvůli své lehkosti, pevnosti, flexibilitě a vysoké elektrické vodivosti. Jsou snadno integrovatelné do různých materiálů. Využíváme je k získání různých typů biomedicínských signálů, jejichž cílem je poskytnout údaje o osobních a životních funkcích. Vodivé textilie jsou také schopny měnit své elektrické vlastnosti v závislosti na změně tlaku či deformaci [91][94].

4.2 Propojení textilní elektrody a elektroniky

Z hlediska elektrického propojení je nejdůležitějším faktorem vodivost. U e-textilií navrhujeme vodivé propojení dle požadavků fyzikálních vlastností běžně využívaných textilií, jako je flexibilita. Eklekticky vodivé spoje můžeme obecně rozdělit na mechanické a metalurgické. Mechanické spojení je realizováno různými typy kontaktů či konektorů. Naopak metalurgické propojení vytváříme pomocí svařování a pájení [96].

V následující části budou popsány dostupné metody propojení vodivé textilie s elektronikou.

4.2.1 Pájení

Pájení je proces, při kterém jsou propojeny jednotlivé komponenty roztaveným kovem. Při propojování e-textilií se setkáváme nejčastěji s použitím ruční páječky, u které se teplota může pohybovat okolo 300 °C, což může způsobit propálení textilie. Tomuto riziku lze předejít pájením přímo na samotné přizi nebo snížením použité teploty [97].

4.2.2 Elektricky vodivá lepidla

Elektricky vodivá lepidla se používají v elektrotechnice k nahrazení bezolovnatých pájek pro vodivé spojování součástí s nízkým odporem proti teplu. Jako izolační materiál se používají různé druhy pryskyřic, kterými může být například epoxidová pryskyřice, silikon či polyamid. Jako vodivý materiál se

zde používají kovová plniva. Tato plniva jsou buď v podobě vloček pro lepidla s izotropní elektrickou vodivostí nebo v podobě kuliček pro lepidla s elektrickou vodivostí anizotropní. Velikost částic je obvykle v jednotkách mikronů a materiál těchto částic je zpravidla z kovu (stříbro, nikl, zlato, měď). Struktura vodivého lepidla tak vytváří vodivou síť, jejíž odpor závisí především na odporu jednotlivých kovových částic. Elektricky vodivá lepidla se obvykle nanáší dávkováním, sítotiskem nebo šablonovým tiskem. Vytvrzování lepidel se provádí při teplotách 120–180 °C [98][99].

4.2.3 Lepící plastové materiály

Další možností je propojit vodivou textilií a elektroniku pomocí lepících plastových materiálů (ACF), kterými mohou být například anizotropní vodivé fólie. Jedná se o mechanicky stabilní a flexibilní elektrické spojení za nízkých teplot. Výhodou této metody je odolnost při statickém a dynamickém napětí vzniklém při ohybu [100][101].

4.2.4 Další způsoby

Mezi další způsoby můžeme zařadit textilní metodu šití vodivými vlákny. Pro zlepšení pevnosti a vodivosti se tato metoda velmi často kombinuje s metodou pájení. V dnešní době se můžeme dále setkat s propojením pomocí vodivého závitu nebo vodivým suchým zipem [102][103][104][105][106].

4.3 Analýza současných řešení

Pro návrh senzoru bylo nejprve nezbytné vyhledat dostupná řešení kapacitních textilních senzorů. Z těchto řešení bude dále potřebné stanovit optimální parametry, jako je tvar těchto senzorů, velikost a v neposlední řadě jejich rozmístění. Z hlediska rozložení senzorů se bude práce zabývat optimálními vzdálenostmi mezi jednotlivými senzory.

4.3.1 Tvar senzoru

Z hlediska tvaru se můžeme setkat s textilními senzory s ostrými či oblými hranami. [84] uvádí omezení problému s citlivostí pomocí aplikace kulatých či oválných senzorů s šířkou alespoň 4x větší, než je tloušťka samotného panelu. V jiných aplikacích se můžeme setkat s čtvercovým [82][107][108][109][110] nebo kosočtvercovým tvarem [111][112][113] senzoru, tištěnými senzory v podobě spirály [114] nebo fóliovými měděnými proužky [115].

4.3.2 Velikost senzoru

Z hlediska velikosti byly porovnány elektrody s rozlišnou diagonální vzdáleností 7 mm, 14 mm a 21 mm, kde elektroda o velikosti 21 mm vykazovala téměř 5x větší SNR než elektroda o velikosti 7 mm [116]. V jiných aplikacích byly použity elektrody: čtvercové o šířce 3 mm [107][117], 4 mm [107], 14 mm [111] a 40 mm [114]; kosočtvercové o velikosti 80x10 mm a elektrody obdélníkového tvaru s rozměry 4x10 mm a 80x10 mm [118].

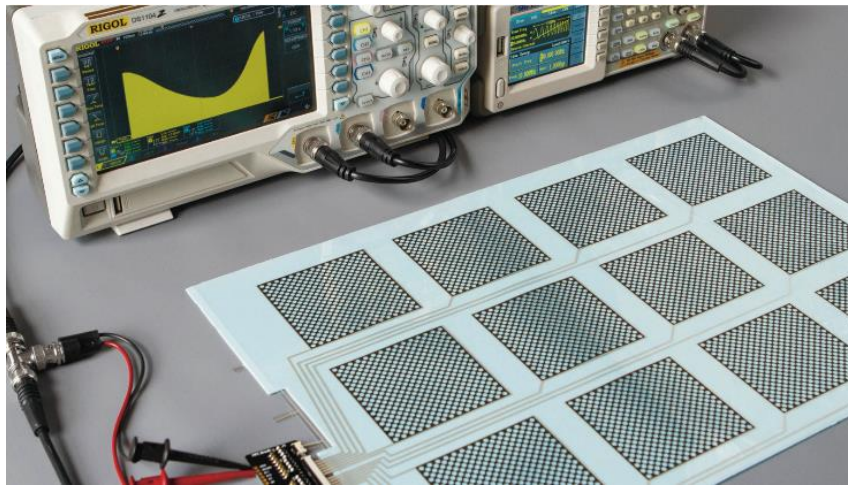
4.3.3 Rozmístění senzorů

Kapacitní textilní elektrody jsou ve většině aplikací konstruovány v podobě maticové [108][114][115][116][117] nebo diamantové [111][113][119] struktury. Během vyhledávání byly nalezeny prototypy s různou velikostí pole (4x4 [111], 6x6 [115], 8x8 [117] a 12x12 [116]).

Dalším pozorovaným parametrem je vzdálenost mezi jednotlivými senzory. Byla porovnána vzdálenost 2 mm, 3 mm a 4 mm [117]. Z naměřených dat je patrné, že čím je větší vzdálenost mezi dvěma sousedními elektrodami, tím se zvyšuje SNR, což můžeme pozorovat například u vzdálenosti 4 mm, kde zvýšení SNR je téměř dvakrát větší oproti vzdálenosti 2 mm. Jiné zdroje uvádějí vzdálenost mezi elektrodami 2 mm [116], 4 mm [116] [117], 22 mm [111]. Jako optimální mezery mezi kosočtvercovými senzory byly uvedeny 0,1-0,5 mm [112].

4.4 Návrh senzoru

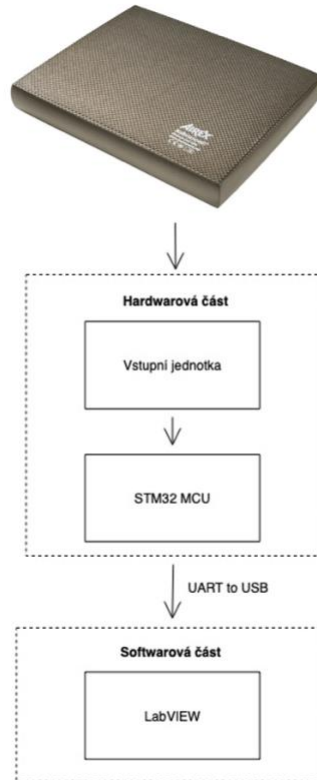
Jako optimální řešení bylo zvoleno maticové rozmístění podobné systému publikovanému v [115]. Navržený systém je realizován textilními elektrodami o velikosti 4x5. Ke stanovení optimální velikosti jednotlivých textilních elektrod a vzdálenosti mezi nimi je provedeno testování tří prototypů s odlišnou velikostí elektrod a vzdáleností mezi nimi.



Obr. 17: Optimální rozložení senzoru [115]

5 Návrh měřicího řetězce

V této kapitole je popsáno zvolené sensorické řešení pro snímání pohybu na pěnové balanční podložce. Na základě řešené jsou stanoveny jednotlivé funkční bloky, které lze rozdělit na dvě hlavní části, a to na část hardwarovou a softwarovou.



Obr. 18: Blokové schéma měřicího řetězce [Zdroj: vlastní]

Senzorické řešení pro balanční podložku je vytvořeno pro pěnovou balanční podložku AIREX® Elite balance. Vzhledem k funkci balanční podložky je navrženo řešení, při kterém je sensorický systém pro snímání pohybu na balanční pomůcce umístěn pod touto podložkou. Díky tomuto návrhu nebude docházet k tlumení funkčnosti této podložky.

Hardwarová část se skládá ze dvou částí – vstupní jednotky a MCU STM32L496. Vstupní jednotka je tvořena sensorickou maticí e-textilních elektrod, které umožňují detekovat vzdálenosti snímaného objektu. Další částí tohoto funkčního bloku je integrovaný obvod STM32L496, který zastává funkci napájení a zprostředkovává digitalizaci dat a jejich odeslání na sériovou linku pro další zpracování. Celý návrh HW části je popsán v kapitole 6.

Softwarová část obsahuje uživatelské rozhraní vytvořené ve vývojovém prostředí LabVIEW (7). Uživatel si zde může zobrazit distribuci vzdálenosti při provádění daného pohybu a ověřit tak jeho správnost. SW řešení je podrobně popsáno v kapitole 7.

6 Hardwarová část

Hardwarová část je složena ze vstupní jednotky a MCU STM32L496, který zprostředkovává digitalizaci dat a jejich přenos na sériovou linku připojeného PC. Níže jsou popsány jednotlivé funkční bloky hardwarové části.

6.1 Vstupní jednotka

Jak je již výše zmíněno, vstupní jednotka je tvořena maticovým senzorem. Velikost senzorské matice je zvolena dle stanovených cviků (viz 1.3) na rozměr 40 cm x 48 cm, aby pokryla co největší oblast zájmu a poskytla tak uživateli exaktní odezvu. Dle rešeršní práce (viz 2) jsou dále stanoveny limity a doporučení pro konstrukci kapacitních senzorů, z hlediska jejich tvaru a velikosti. Dle řešení publikovaném v [115] je zvolen čtvercový tvar snímacích prvků. Pro definování optimální velikosti jednotlivých textilních elektrod a vzdálenosti mezi nimi je dále provedeno testování, které je popsáno v kapitole 8.

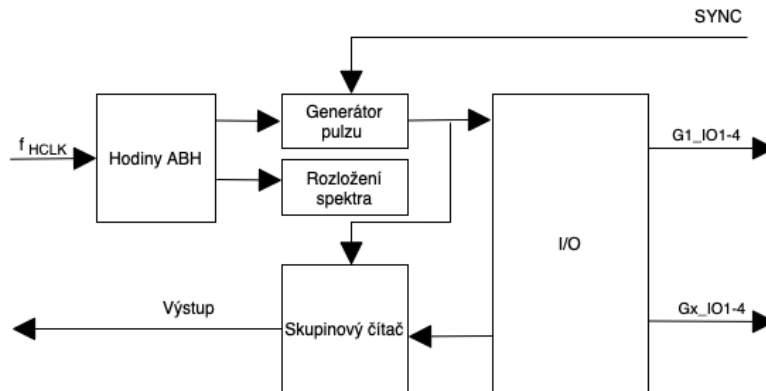
6.2 MCU STM32

V práci bylo zvoleno 20 snímacích prvků z důvodu omezeného množství vstupů pro TSC (24 vstupních jednotek). První testování probíhalo na vývojové desce STM32 Nucleo-L496ZG s integrovaným programátorem ST-LINK. V Tab. 3 jsou uvedeny základní parametry MCU.

Tab. 3: Parametry MCU STM32L496ZG

| Parametry | STM32L496ZG |
|-----------------------|-------------|
| Programovací paměť | 1 MB |
| RAM | 320 kB |
| I/O | 115 I/O |
| Piny TSC | 24 |
| Napájení | 1,71-3,6 V |
| Šířka datové sběrnice | 32 bit |
| Max frekvence hodin | 80 MHz |
| Rozlišení A/D | 3 x 12 bit |

STM32L496 je integrovaný obvod obsahující 32bitové jádro RISC ARM®Cortex®. Konstrukce integrovaného obvodu je tvořena jádrem procesoru, statickou pamětí RAM, ladícím rozhraním a periférií připojenou ke dvěma sběrnicím. Dále disponuje standardním komunikačním rozhraním (SPI, UART, USB) [120][121][122].



Obr. 19: Blokový diagram STM32L496 [122]

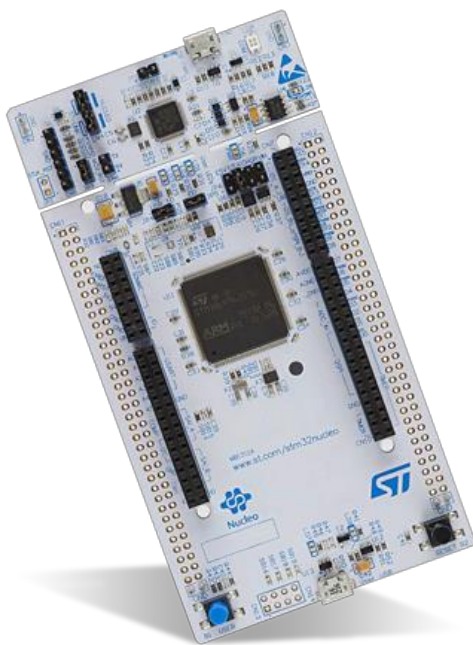
Řídící jednotka dotykového senzoru TSC poskytuje robustní princip zprostředkování přenosu náboje až s 24 kapacitními kanály, které jsou rozděleny na 8 analogových I/O skupin [122][123].

Princip měření kapacity je závislý na elektrických vlastnostech použitého kondenzátoru. Při jeho plném nabití na VDD je přenesen akumulovaný náboj do vzorkovacího kondenzátoru. Tento cyklus je opakován do doby, dokud napětí na vzorkovacím kondenzátoru nedosáhne požadované prahové hodnoty [122].

Jak je již výše zmíněno, obvod STM32L496 obsahuje 4 analogové výstupy pro každou skupinu I/O. Jednou z těchto skupin tvoří externě připojený vzorkovací kondenzátor (CS) typu COG, který disponuje dobrou stabilitou při změně okolní teploty. Hodnota CS je závislá na citlivosti kanálu. Čím je jeho hodnota vyšší, tím je vyšší citlivost a doba snímání. Další tři I/O se využívají k propojení mikrokontroléru s kanály pro jednotlivé rezistory (RS) [121][122].

Mikrokontrolér STM32L496 umožňuje sběr dat pouze pro jeden kanál v rámci jedné analogové skupiny. Dále bude popsán celý datový přenos. V první části dochází k vybití vzorkovacího kondenzátoru a kondenzátoru na straně snímače. Na základě toho dochází k uzavření spínače S1 a zároveň k otevření spínače S2, čímž je zajištěna stabilita počátečního bodu. K zamezení artefaktu akvizice vkládáme tzv. mrtvý čas, při kterém dochází k otevření všech aktivních analogových spínačů, a zároveň jsou deaktivovány všechny aktivní tranzistory. V dalším kroku je nabit kondenzátor snímače CX na VDD a spínač S2 se uzavírá. Po uplynutí mrtvé doby je část akumulovaného náboje přenesena do CS. Velikost tohoto náboje je dále porovnávána s hodnotou prahovou. Pokud je tato hodnota napětí na CS nižší než prahová, je systémově navracena log 0 a celý proces se opakuje až do doby, kdy detekovaná hodnota je vyšší než hodnota prahová, která vrací log 1 [122].

Abychom docílili optimální citlivosti senzoru je nezbytné, aby hodnota parazitní kapacity byla vůči zemi co nejmenší. Proto je nezbytné použít krátké a tenké snímací stopy a umístit RS a CS co nejbližší k mikrokontroléru [122].



Obr. 1: Vývojový kit STM32 nucleo-L496ZG [123]

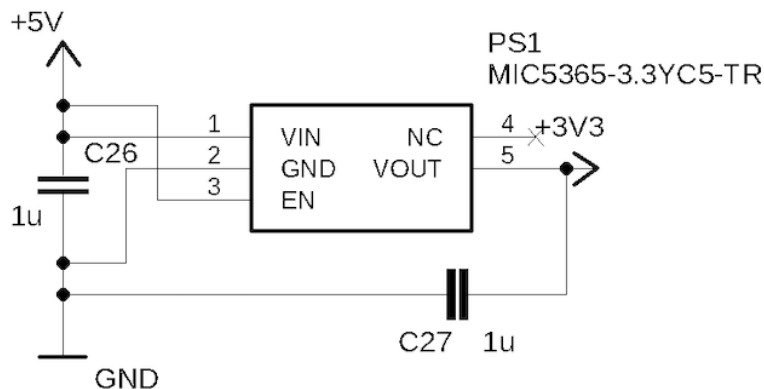
6.3 Vlastní návrh HW

Pro vytvoření vlastního hardwaru ke snímání pohybu na pěnové balanční podložce byla z důvodu dlouhodobé nedostupnosti mikrokontroléru STM32L496ZG použita alternativa STM32L552ZC. V Tab. 4 můžete vidět porovnání těchto mikrokontrolérů [124][125].

Tab. 4: Srovnání mikrokontrolérů [124][125]

| Parametry | STM32L552ZC | STM32L496ZG |
|-----------------------|-------------|-------------|
| Programovací paměť | 256 kB | 1 MB |
| RAM | 256 kB | 320 kB |
| I/O | 111 I/O | 115 I/O |
| Piny TSC | 21 | 24 |
| Napájení | 1,71-3,6 V | 1,71-3,6 V |
| Šířka datové sběrnice | 32 bit | 32 bit |
| Max frekvence hodin | 110 MHz | 80 MHz |
| Rozlišení A/D | 2 x 12 bit | 3 x 12 bit |

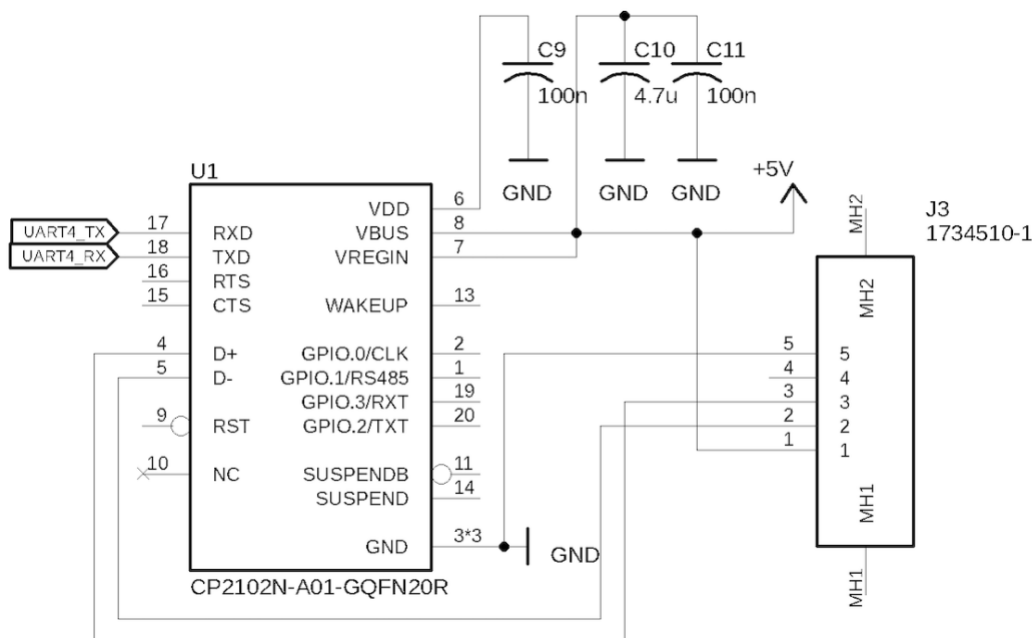
Návrh elektrického zapojení je vytvořen v prostředí EAGLE a je vytvořen dle elektrického zapojení popsaném v katalogovém listu mikrokontroléru.



Obr. 21: Schéma zapojení pro omezení vstupního napětí [Zdroj: vlastní]

6.3.3 Převodník USB-UART

Pro převod dat mezi standardy USB-UART byl použit čip CP2102N, který poskytuje jednoduché řešení této funkce při návrhu desky plošných spojů. Obsahuje řadič funkcí USB 2.0 s plnou rychlostí, oscilátor a univerzální asynchronní přijímač/vysílač (UART) [129].



Obr. 22: Schéma zapojení pro převodník USB-UART [Zdroj: vlastní]

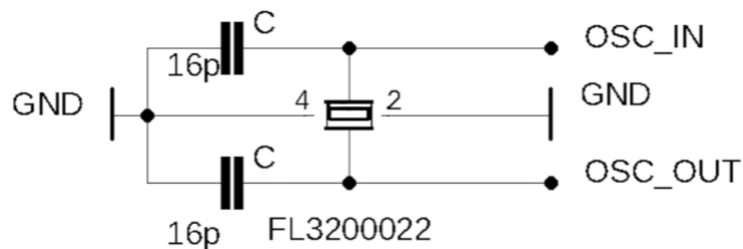
Níže jsou popsány jednotlivé vstupní piny [129]:

- GND – signálová zem
- D⁺ a D⁻ - vstup USB dat
- VBUS – napětí USB sběrnice $U = 5\text{ V}$
- VDD – napájecí vstup/ 5 V výstup regulátoru s napětím $U = 3,3\text{ V}$
- VREGIN – vstup $U = 5\text{ V}$ regulátoru

- TXD – pin sériového přenosu dat UART
- RXD – vstup pro přijetí sériových dat UART

6.3.4 Krystalový rezonátor

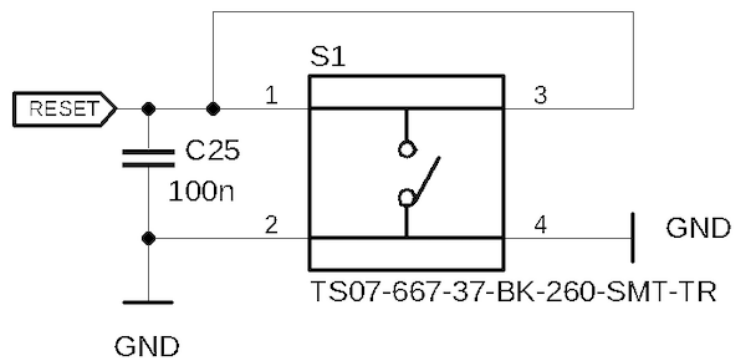
K transformaci elektrické energie na mechanickou je zde použit krystalový rezonátor FL3200022, který je přiveden na vstupní piny mikrokontroléru STM32 OSC_IN a OSC_OUT. Hodnota frekvence zvoleného kondenzátoru je $f = 32 \text{ MHz}$. Pro minimalizaci zkreslení vstupu a doby stabilizace rozběhu jsou umístěny v blízkosti vstupů krystalového oscilátoru kondenzátory $C = 16 \text{ pF}$ [125][130].



Obr. 23: Schéma zapojení s krystalickým oscilátorem [Zdroj: vlastní]

6.3.5 Tlačítko pro reset

Pro reset celého zapojení je k obvodu přidáno tlačítko TS07-667-37-BK-260-SMT-TR [131]. Zapojení pro reset je znázorněno na Obr. 24.



Obr. 24: Schéma zapojení pro reset [Zdroj: vlastní]

Návrh celého eklektického zapojení je znázorněn v příloze V. Z tohoto zapojení je dále vytvořen návrh desky plošných spojů (viz E), který je z důvodu velkého počtu spojů navržen oboustranně. V příloze F a G je znázorněna zhotovená a osazená DPS.

6.3.6 STM32CubeIDE

Ke stanovení komunikačního protokolu MCU je použito vývojové prostředí STM32CubeIDE, které umožňuje programování produktů STM32 [132].

Ve vytvořeném projektu je nejprve zvolen používaný model MCU, ve kterém jsou nakonfigurovány jednotlivé piny pro TSC, UART a GPIO (viz Obr. 20). Na základě konfigurace jednotlivých pinů je vygenerován inicializační kód v jazyce C, do kterého je doplněn komunikační protokol.

Do komunikačního protokolu je doplněna inicializace jednotlivých skupin TSC. Data jsou rozdělena do tří skupin (tscConfig), ke kterým jsou přiřazeny odpovídající vstupy pro snímací (ChannelIOs) a vzorkovací kanály (SamplingIOs). Hodnota přenosové rychlosti z mikrokontroléru byla zvolena na 115200 baudů.

Aby data odpovídala skutečné poloze textilních elektrod, byla jejich sktruktura před odesláním na sériovou linku upravena (viz Tab. 5). Pro další zpracování dat jsou dále nasnímaná data rozdělena do tří skupin x, y a z. Hodnoty v jednotlivých skupinách jsou odděleny čárkou (%d,). Nejprve je odeslána hlavička skupiny, za kterou je vypsán požadovaný počet hodnot a pomocí znaku \n je zalomen.

Tab. 5: Inicializace skupin x, y, z [Zdroj: vlastní]

| | Skupina x | Skupina y | Skupina z |
|---|------------|------------|------------|
| 1 | TSC_G5_I02 | TSC_G6_I02 | TSC_G3_I04 |
| 2 | TSC_G8_I04 | TSC_G6_I03 | TSC_G3_I03 |
| 3 | TSC_G8_I02 | TSC_G3_I04 | TSC_G4_I03 |
| 4 | TSC_G8_I03 | TSC_G2_I02 | TSC_G4_I02 |
| 5 | TSC_G7_I04 | TSC_G2_I03 | TSC_G6_I04 |
| 6 | TSC_G5_I03 | TSC_G2_I04 | |
| 7 | TSC_G5_I04 | TSC_G7_I02 | |
| 8 | TSC_G1_I03 | TSC_G7_I03 | |

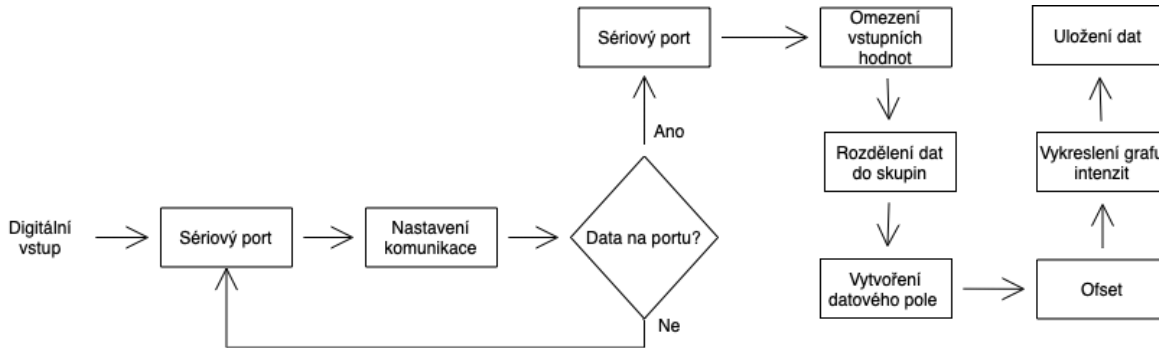
Takto strukturovaná data jsou odeslána na sériovou linku připojeného počítače pro další zpracování. Na obrázku znázorněném níže jsou zobrazena přijatá data z jedné iterace.

x,918,836,728,510,422,787,825,834,
y,546,655,958,807,497,640,569,795,
z,758,760,747,464,

Obr. 25: Struktura výstupních dat [Zdroj: vlastní]

7 Softwarová část

Softwarová část této práce byla realizována prostřednictvím LabVIEW. Blokový diagram popisující funkci programu je znázorněn na Obr. 26.



Obr. 26: Blokový diagram navrženého SW [Zdroj: vlastní]

7.1 Sériová komunikace

K propojení MCU s LabVIEW je použita vestavěná funkce *VISA*, celý postup je popsán v [133]. Pro komunikaci je zde pevně definována přenosová rychlost na 115200 bit/s. K navázání komunikace je dále nezbytná volba sériového portu, kterou musí uživatel provést manuálně.

7.2 Omezení vstupních dat

Z důvodu velké variability množství příchozích dat jsou omezena na 20 vstupních znaků, kdy do funkce *VISA Read* je nastavena konstanta *byte count*, která definuje počet bajtů, které mají být přečteny během jedné iterace [134].



Obr. 27 Funkce VISA Read [134]

7.3 Rozdělení dat na skupiny

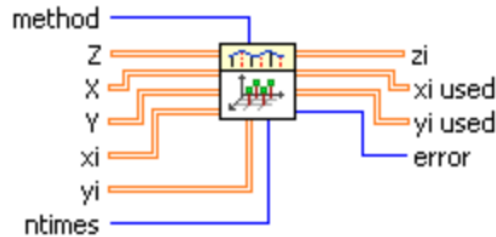
Přijátá data jsou dále rozdělena do tří skupiny (x, y, z) tak, aby odpovídala předem definovanému komunikačnímu protokolu v aplikaci STM32CubeIDE (viz 6.3.6).

7.4 Vytvoření datového pole

K vytvoření datového pole je zvolena funkce *Build Array*. Pole je vytvořeno tak, aby odpovídalo skutečné poloze jednotlivých elektrod. K tomuto bloku je dále nezbytné vytvořit funkci pro definování podmínek zapsání přijatých hodnot tak, aby odpovídala komunikačnímu protokolu vytvořeném v MCU.

7.5 Interpolace hodnot

K interpolaci hodnot je v práci použita funkce *Interpolate 2D VI*, která provádí dvourozměrnou interpolaci pomocí zvolené interpolační metody, kterou musíme manuálně vybrat. Tyto metody jsou založeny na vyhledávání hodnot definovaných hodnotami X, Y a Z, kde Z charakterizuje 2D pole [142].



Obr. 28 Funkce Interpolace 2D VI (2D) [142]

Na Obr. 28 jsou znázorněny jednotlivé vstupy a výstupy vestavěné funkce, kde Z je hodnota známých bodů, X jsou souřadnice bodů na ose x a funkce Y definuje souřadnice bodů na ose y. Xi definuje 2D pole odpovídající hodnotám X a yi je 2D pole odpovídající hodnotám Y. Zi je 2D pole interpolovaných hodnot, které odpovídají hodnotám nezávislých proměnných xi a yi. Výstupní proměnná *xi used* představuje 2D pole hodnot X, ve kterém jsou počítány interpolované hodnoty zi. Výstupní hodnota *error* nám vrátí jakoukoliv chybu nebo varování z VI. Vstupní funkce *ntimes* určuje umístění interpolačních bodů. Mezi každým prvkem X a Y se tyto interpolace opakují xkrát. Jako poslední je zde vstupní funkce *method*, prostřednictvím které nastavujeme metodu interpolace [142].

Funkce Interpolace 2D umožňuje výběr mezi čtyřmi různými interpolačními metodami – nejbližší sused, bilineární interpolace, bikubická interpolace a metoda bikubické spline interpolace [142]. Algoritmus nejbližšího suseda je jednou z nejjednodušších interpolačních metod, v praxi se ovšem nejčastěji setkáme s bilineární interpolací [137].

7.5.1 Metoda nejbližšího suseda

Metoda nejbližšího suseda přiřazuje nejbližší bod vzorkovacího rastru, čímž získává novou hodnotu $f(x, y)$ [138].

V prostředí LabVIEW je prováděna interpolace v nejbližších bodech. Nejprve je vyhledána hodnota Z odpovídající vstupním proměnným X, Y, které se nachází nejbližže k aktuálním hodnotám xi a yi. Interpolovaná hodnota je poté nastavena na nejbližší datový bod v rastru [142].

7.5.2 Metoda bilineární interpolace

Bilineární interpolace nám umožňuje hledat spojité obrazové funkce $f(x, y)$ pro bod ležící mimo rastr. Tato metoda vychází z předpokladu, že před započítím algoritmu máme předem definované čtyři hodnoty obrazové funkce nacházející se v rohových bodech. V první části jsou v jednom souřadném směru rastru lineárně proloženy dva krajní body dvěma úsečkami, čímž dochází k nalezení místa odpovídajícímu hledanému bodu (x, y) [139][140][141].

V prostředí LabVIEW princip této metody spočívá ve výpočtu 1D lineární interpolace ve dvou místech podél osy x . Funkce nám poté navrátí interpolované hodnoty v bodech a , b . Tato funkce dále počítá 1D lineární interpolaci podél osy y a v podobě úsečky propojí body a , b a navrátí hodnotu Z_i [139][140][141][142].

7.5.3 Metoda bikubické interpolace

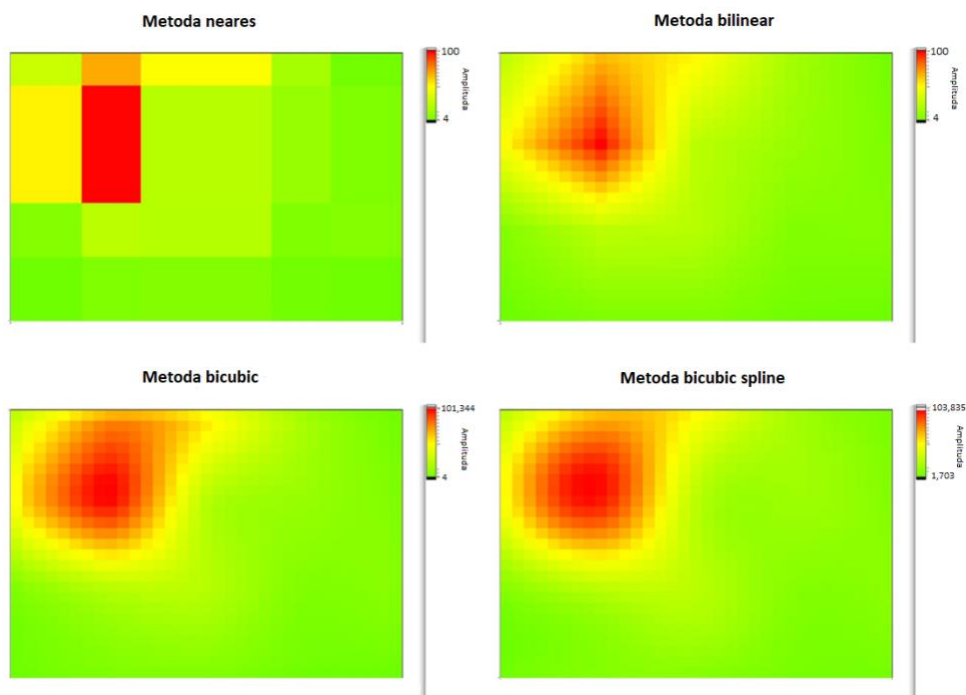
Bikubická interpolace počítá s okolím 16 vzorků v rastru. V první části v jednom směru je řešena interpolace čtyř 1D kubických polynomů, čímž získáme čtyři body odpovídající poloze (x, y) . Takto získané body jsou poté proloženy 1D kubickým polynomem. Výstupem funkce je odhad hledané hodnoty [135][141].

V LabVIEW tato metoda obsahuje dva body v bikubickém povrchu, kterými je pokryto šestnáct nejbližších datových bodů X , Y a Z v datovém rastru [142].

7.5.4 Metoda bikubické spline interpolace

Metoda bikubické spline interpolace provádí interpolaci podél jedné osy prostřednictvím kubické spline metody. Stejný proces je následně proveden i pro osy ostatní [142].

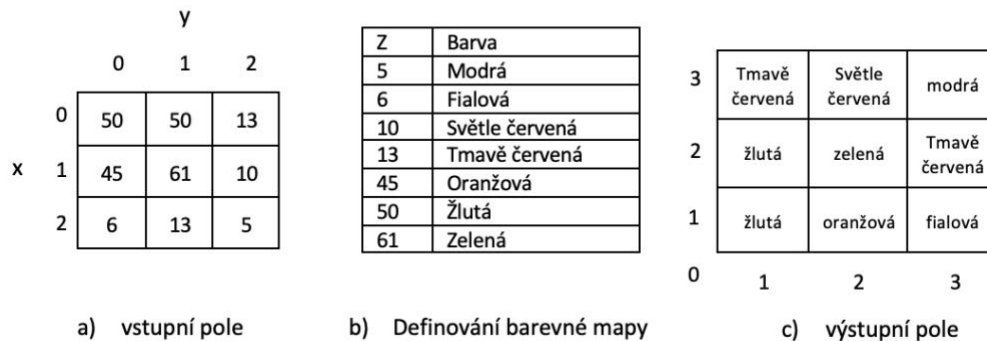
Na Obr. 29 můžeme vidět porovnání interpolačních metod, ve vytvořeném uživatelském rozhraní v LabVIEW. Během měření stál proband na levé dolní končetině s těžištěm přeneseným dopředu. Úroveň interpolace je u všech aplikací nastavena na hodnotu 3.



Obr. 29: Srovnání zvolených interpolačních metod při stoji na levé noze – přenesené těžiště dopředu

7.6 Vykreslení datového pole

K vykreslení hodnot pro detekci vzdálenosti LabVIEW poskytuje funkci Intensity Graph. Graf intenzity odpovídá skutečnému rozložení dvaceti textilních elektrod na senzoričtém poli (4x5 prvků) o velikosti 40 x 48 cm. Pomocí funkce *Intensity Graph* můžeme zobrazit 3D data na 2D grafu v podobě umístěných bloků do kartézské roviny. Každé číslo v poli představuje určitou barvu a indexy prvků ve 2D poli definují umístění vykreslovaného barevného pole [143].



Obr. 30: Popis funkce intensity chart a intensity graph [143]

Na Obr. 30 je znázorněn princip činnosti intenzit grafu, kde řádky se v grafu zobrazují jako nové sloupce. Pro zachování původního rozložení je nezbytné připojit ke grafu datový typ 2D pole a nabídky grafu zvolit funkci *Transpose Array* [143][144].



Obr. 31: Funkce Transposed array [144]

Intensity Graph pracuje s 2D polem číselných hodnot, kde ke každému číslu v tomto poli je přiřazena unikátní barva dle definovaného rozsahu barev. Pole je definováno indexy řádků a sloupců, kde indexy řádků pole představují hodnotu x a indexy sloupce pole hodnotu y. Tyto indexy definují plochu mezi dvěma body. Graf intenzity neuchovává své předchozí hodnoty dat a nezahrnuje režim aktualizace. Proto pokaždé, když graf intenzity přijímá nová data, jsou nahrazena data původní [143].

Graf intenzity využívá barevné mapování k zobrazení 3D dat na 2D grafu. Tato barevná škála se skládá z nejméně dvou libovolných značek, kde každá z nich má číselnou hodnotu odpovídající barevnému zobrazení. Barvy zobrazené na grafu intenzity se shodují s číselnými hodnotami, které jsou předem definovány. Barevné mapování lze nastavit manuálně pomocí ovladače barev na předním panelu, nebo programově prostřednictvím uzlu v blokovém diagramu. Graf intenzity je omezen na 254 barev, přičemž spodní a horní barvy tento rozsah zvyšují na 256 barev [143].

Barevná škála se skládá alespoň ze dvou značek, z nichž každá má číselnou hodnotu odpovídající dané barvě. Jak je již výše zmíněno, konfiguraci barevné škály lze provést pomocí dvou metod, a to konkrétně metody *property node* (programovatelná) nebo manuálně prostřednictvím metody barvy značky [143] [145]

V této práci byla pro pevné definování rozsahu barevné škály použita metoda pomocí funkce *property node* (programovatelná). Prostřednictvím této metody je vytvořeno pole s referenčními body a ke každému z těchto bodů je přiřazeno barevné pole [146].

7.7 Nastavení offsetu

K zamezení vlivu rušení signálu parazitními kapacitami byla doplněna funkce pro offset. Během offsetu dochází při stisku tlačítka pro offset uložení matice s aktuálními hodnotami. Aby bylo možné zamezit vlivu rušení a nelinearity mezi jednotlivými snímacími prvky, jsou takto uložená data odečítána od hodnot aktuálních. Tato iterace je prováděna s každou změnou hodnoty v matici aktuálních dat. Do *intensity graph* jsou pak vložena data naměřená po offsetu.

7.8 Uložení dat

K zápisu dat do souboru je zvolen datový model TDM, který nabízí tři úrovně hierarchie – kořen, skupina a kanál. Tento datový model podporuje dva formáty souborů – TDM a TDMS. Soubor TDMS, na rozdíl od TDM, nemá striktně požadovaný soubor XML obsahující záhlaví. TDMS pro tento účel využívá souboru s příponou *.TDMS_Index, který obsahuje informace o všech prvcích v hromadném datovém souboru a při čtení tak urychluje přístup k těmto datům [152].

Pro uložení dat je nejprve definováno místo uložení souboru, které je definováno prostřednictvím funkce *Build Path*, do které je vložena cesta ke složce, do níž má být soubor uložen. Dále je zde umístěna funkce *TDMS Open* pro vytvoření nového souboru nebo nahrazení již existujícího souboru. Funkce *TDMS Write* dále umožní zápis dat do předem definovaného souboru. Jako poslední je zde umístěna funkce *TDMS Close*, která uzavře odkaz na soubor. Pro uložení dat z celého měření je v této části doplněn *shift register*.

Uložená data lze zpětně zobrazit prostřednictvím doplňku *TDMS Excel* pro převod souboru do Excelu, nebo vestavené funkci v LabVIEW *TDMS File Viewer*.

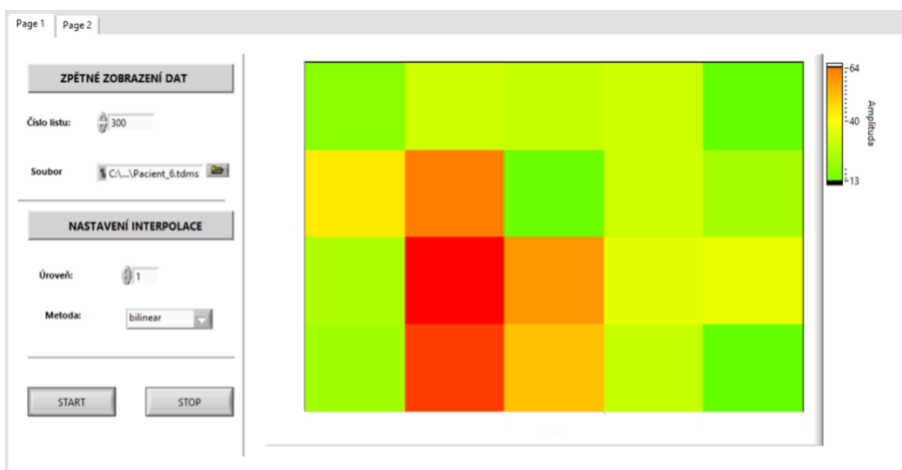
7.9 Zpětné zobrazení dat



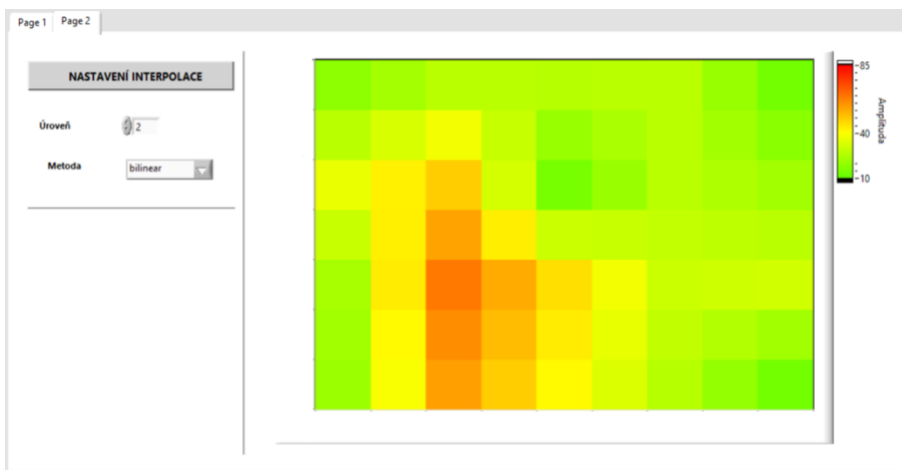
Obr. 32: Blokový diagram pro zpětné vykreslení dat [Zdroj: vlastní]

Zpětné zobrazení umožňuje znovu zobrazit intenzitní mapu z dříve naměřených dat. Nejprve je zde umístěna funkce *TDMS Open File VI*, prostřednictvím které je předán odkaz na soubor s příponou *tdms*.

Uživatel si vybere soubor, který chce zobrazit. Data jsou dále načtena ze zvoleného souboru do paměti, pomocí funkce *TDMS Read File VI* a dochází k jejich vizualizaci. Prostřednictvím funkce *Table Control* je vytvořen nový list uživatelského rozhraní, ve kterém je možné vykreslit interpolované hodnoty. Ve funkci *Interpolate 2D V*, kde si uživatel zvolí metodu interpolace a její úroveň (viz 7.5). Na níže zobrazených obrázcích lze vidět zpětné vykreslení dat s interpolací i bez ní.



Obr. 33: Uživatelské rozhraní pro zpětné zobrazení dat ze souboru TDMS – raw data



Obr. 34: Uživatelské rozhraní pro zpětné zobrazení dat ze souboru TDMS – interpolovaná data

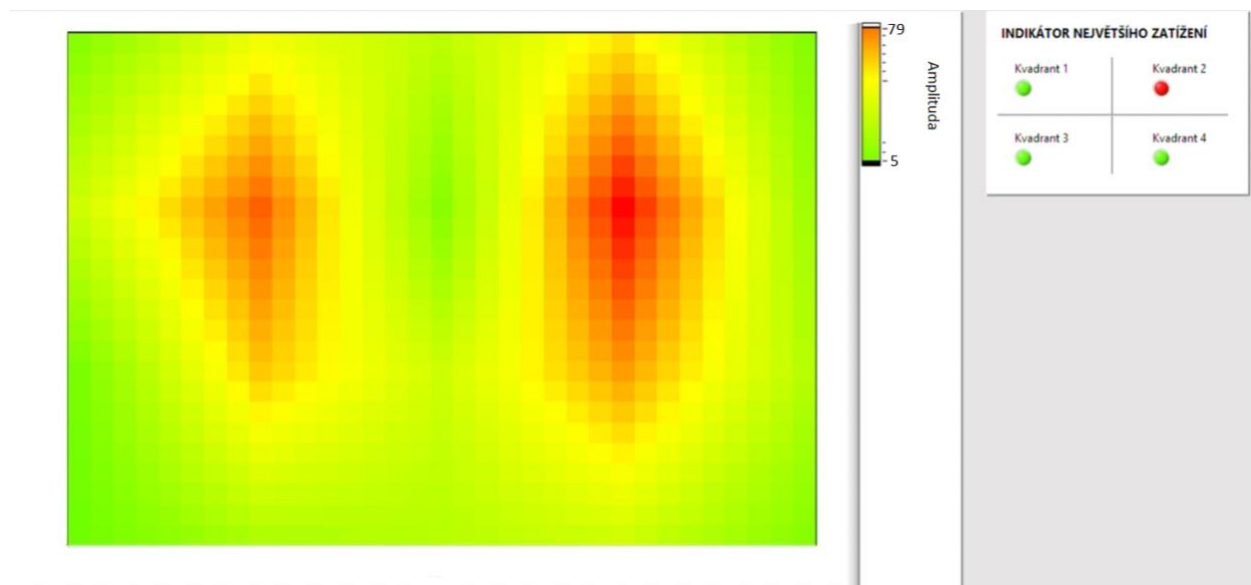
7.10 Návrh algoritmu pro hodnocení pohybu na balanční pomůcce

V této části práce je navržen algoritmus pro hodnocení pohybu na balanční podložce zvolena metoda na základě detekce kvadrantu s největším zatížením.



Obr. 35: Blokové schéma hodnocení pohybu na základě největšího zatížení kvadrantu [Zdroj: vlastní]

Pro hodnocení pohybu na balanční pomůcce je z důvodu interpretace vytvořena nová matice obsahující pouze pole 4x4 prvků, kdy pomocí funkce *Delete From Array* je odstraněn prostřední sloupec původní matice. Dále je takto získaná matice rozdělena na čtyři kvadranty prostřednictvím funkce *Array Subset*. Z každého kvadrantu je vypočtena suma hodnot, které jsou následně porovnány funkcí *Array Max & Min*. Jako vizualizační prvky jsou zvoleny čtyři LED, označené jako kvadrant 1, kvadrant 2, kvadrant 3 a kvadrant 4, prostřednictvím kterého je sensorické pole rozděleno na čtyři části. Při detekci nejvyšší hodnoty v kvadrantu je červeně rozsvícena LED dioda odpovídajícího kvadrantu.



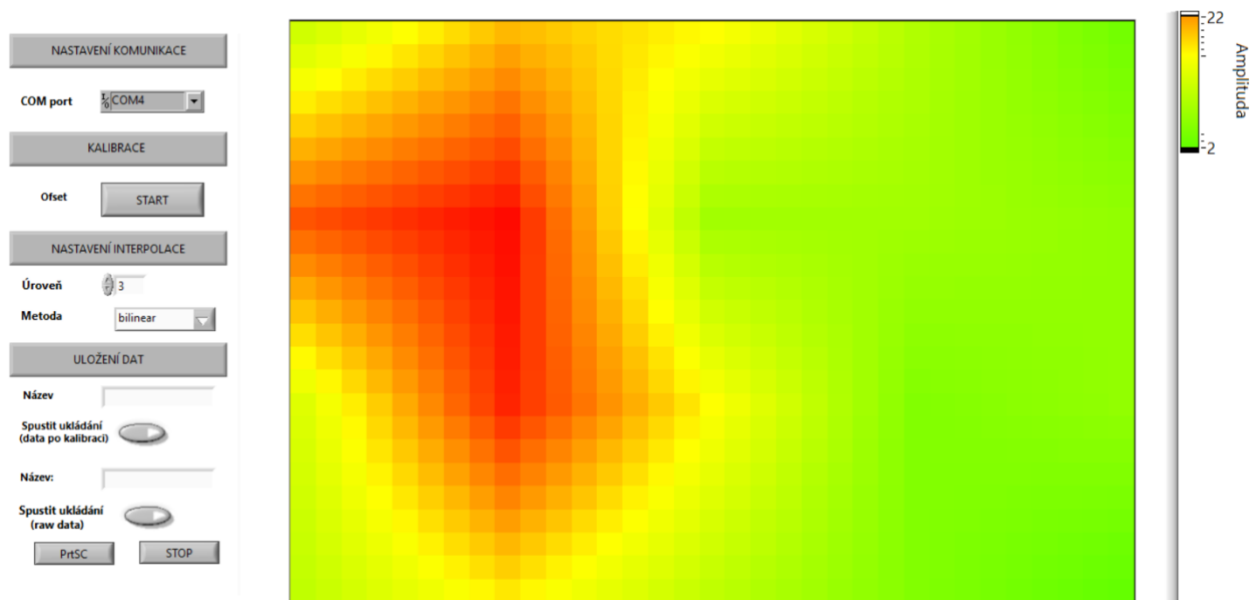
Obr. 36: Okno vizuálního hodnocení nejvíce zatíženého kvadrantu

7.11 Uživatelské rozhraní

Na Obr. 37 je zobrazeno uživatelské rozhraní, které obsahuje jednotlivé ovládací prvky pro sledování správnosti prováděných cviků. Ovládací prvky jsou rozděleny do čtyř částí – nastavení komunikace, kalibrace, nastavení interpolace a uložení dat.

V části nastavení uživatel nejprve zvolí COM port, ze kterého jsou přijata data z MCU na sériovou linku připojeného PC. Dále je nezbytné, pro vykreslení intenzitního grafu spustit program LabVIEW. Po nastavení offsetu senzoru je zde tlačítko START, po kterém dochází k vykreslení intenzitní mapy. Uživatel si také může zvolit libovolnou metodu interpolace a její úroveň dle potřeby.

Poslední část obsahuje ovládací prvky pro ukládání dat. Uživatel zde musí vyplnit názvy souborů v oknech – Spustit ukládání (data po kalibraci) a Spustit ukládání (raw data). Data jsou zaznamenávána až do doby, kdy uživatel nestiskne tlačítko STOP, prostřednictvím kterého je ukončen celý program.



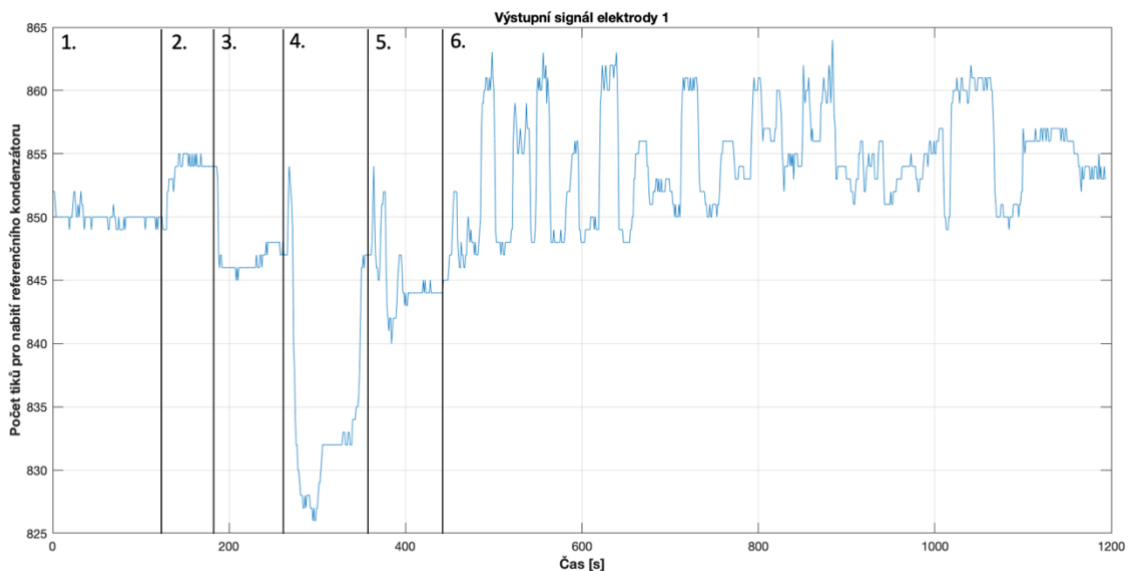
Obr. 37: Uživatelské prostředí v programu LabVIEW

8 Testování

Testování bylo zaměřené na stanovení optimálního počtu prvků, velikosti textilních elektrod a vzdálenosti mezi nimi. Po stanovení vhodného rozložení bude sensorická podložka testována v laboratoři VŠB-TUO v Ostravě. Po stanovení optimální velikosti snímacích prvků a jejich rozložení proběhne testování ve Fakultní nemocnici Ostrava pod odborným dohledem fyzioterapeuta.

8.1 Ověření funkčnosti zvolené metody

V první části bylo nezbytné otestovat, zda tento typ senzoru poskytne optimální data, a to i v případě při umístění pod balanční podložkou.



Obr. 38: Testování e-textilie umístěné pod balanční podložkou AIREX® [Zdroj: vlastní]

Tab. 6: Průběh testování elektrody umístěné pod balanční podložkou

| Segment | Výstup elektrody |
|---------|--|
| 1. | Elektroda v klidové fázi – bez balanční podložky |
| 2. | Umístění balanční podložky na elektrodu |
| 3. | Působení na elektrodu tlakem ruky |
| 4. | Působení na elektrodu tlakem kolene |
| 5. | Působení na elektrodu stáním na podložce |
| 6. | Přenášení váhy z levé na pravou nohu |

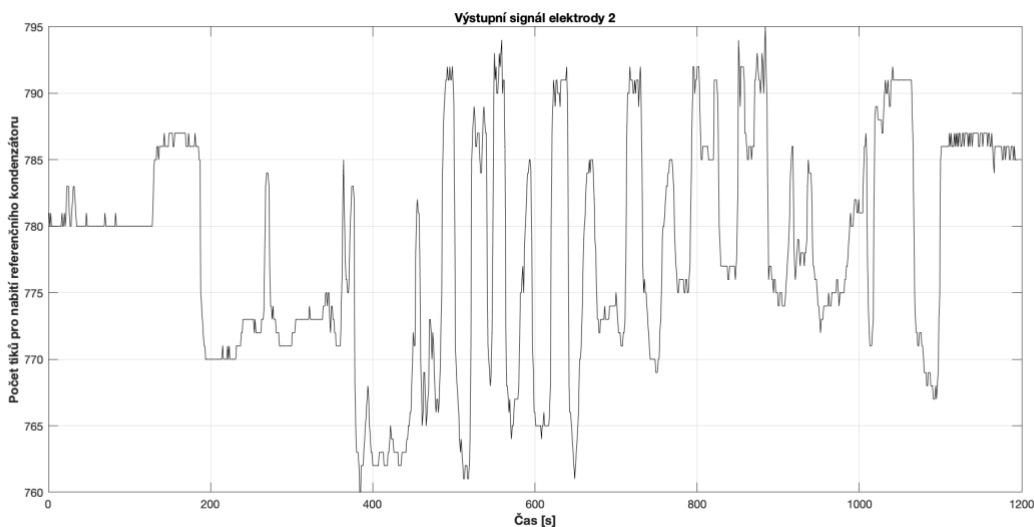
Na Obr. 38 je znázorněn průběh kapacitního měření, při kterém byla e-textilní elektroda umístěna pod balanční podložkou AIREX®. V první části grafu je elektroda v klidovém stavu bez umístění balanční podložky a hodnota počtu tiků nabití retenčního kondenzátoru se pohybuje okolo 250 tiků. V druhé fázi můžeme vidět ustálení hodnoty počtu tiků kolem hodnoty přibližně 255, kdy dochází pouze

ke klidovému působení balanční podložky na danou e-textilní elektrodu. V další fázi můžeme pozorovat pokles počtu tiků k hodnotě 748, která byla způsobena působením rukou na podložku. Ve čtvrté fázi byl zaznamenán největší pokles k hodnotě 287 tiků, který byl způsoben tlakem kolene na podložku. V následující fázi je znázorněn vzrůst počtu tiků okolo hodnoty 845 vlivem stoje na balanční podložce při rovnoměrně rozložené váze na obou chodidlech. V poslední části grafu jsou zobrazeny počty tiků při přenášení váhy z levé nohy na pravou.

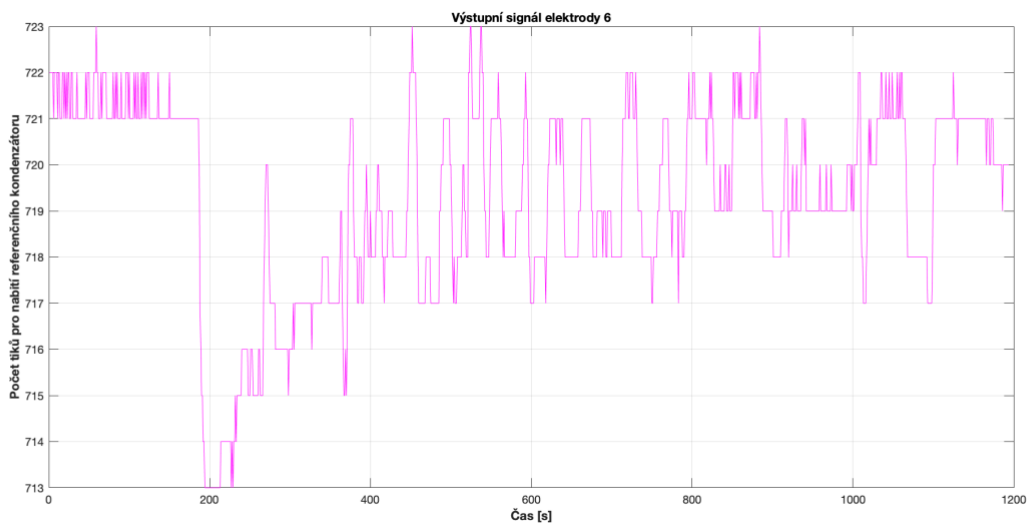
Další testování proběhlo na poli o velikosti 40 x 48 cm s maticovým uspořádáním dvaceti textilních elektrod, při které byla snímána vzdálenost chodidel při přenášení váhy z levé strany na pravou. Elektrody byly obdélníkového tvaru o velikosti 7,6 na 7,8 cm a vzdálenost mezi elektrodami byla 2 cm. Při tomto měření byl sledován průběh počtu nabití referenčního kondenzátoru v závislosti na čase. Níže jsou znázorněny průběhy tří elektrod s odlišnou polohou v senzorické matici.

Tab. 7: Rozložení jednotlivých elektrod v senzorické matici

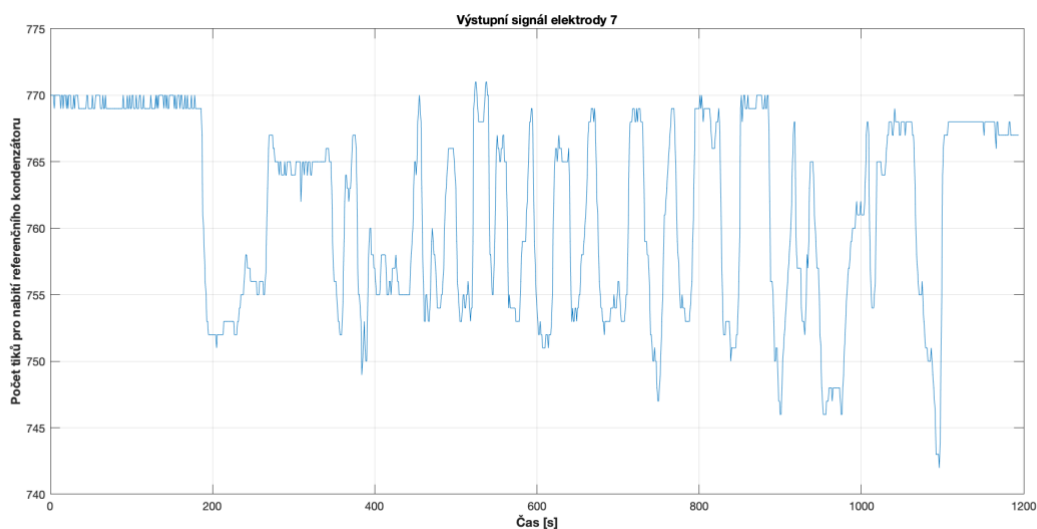
| | | | | |
|----|----------|----------|----------|----|
| 9 | 2 | 10 | 3 | 17 |
| 1 | 8 | 15 | 6 | 13 |
| 11 | 16 | 0 | 5 | 12 |
| 4 | 19 | 7 | 14 | 18 |



Obr. 39: Testování senzorického pole – elektroda 2 [Zdroj: vlastní]



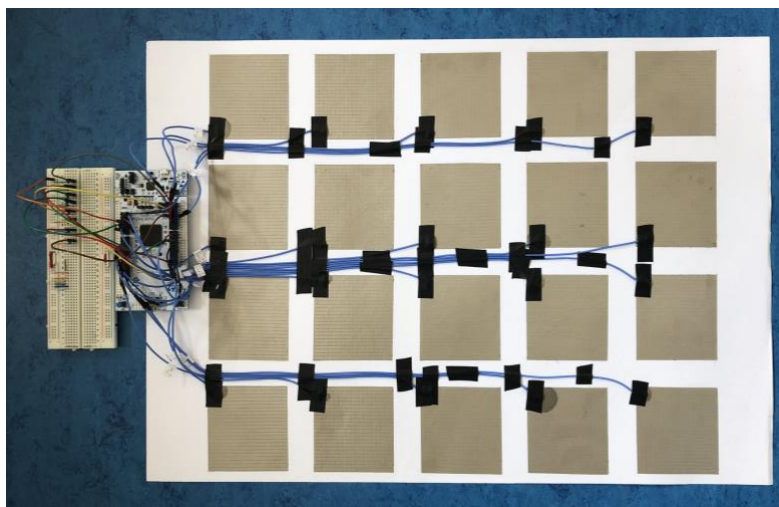
Obr. 40: Testování senzorkého pole – elektroda 6 [Zdroj: vlastní]



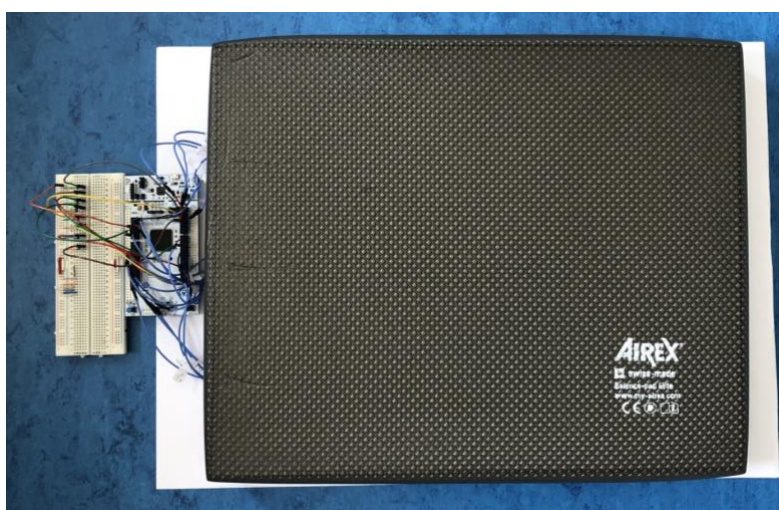
Obr. 41: Testování senzorkého pole – elektroda 7 [Zdroj: vlastní]

8.2 První prototyp

Prototyp je tvořen maticovým upořádáním textilních elektrod o velikosti pole 4x5. Velikost jednotlivých elektrod je 7,6 na 7,8 cm s velikostí mezer 2 cm. Jednotlivé výstupy textilních elektrod jsou přivedeny na odpovídající vstupy TSC na STM32L496, ke kterému je dále připojeno 8 referenčních kondenzátorů $C = 47 \text{ nF}$. Tyto kondenzátory byly umístěny na nepájivém poli a přivedeny na vstupy pro vzorkovací kondenzátory na MCU, jak je znázorněno na Obr. 42. Na tento měřicí systém je dále umístěna pěnová balanční podložka AIREX® viz Obr. 43.



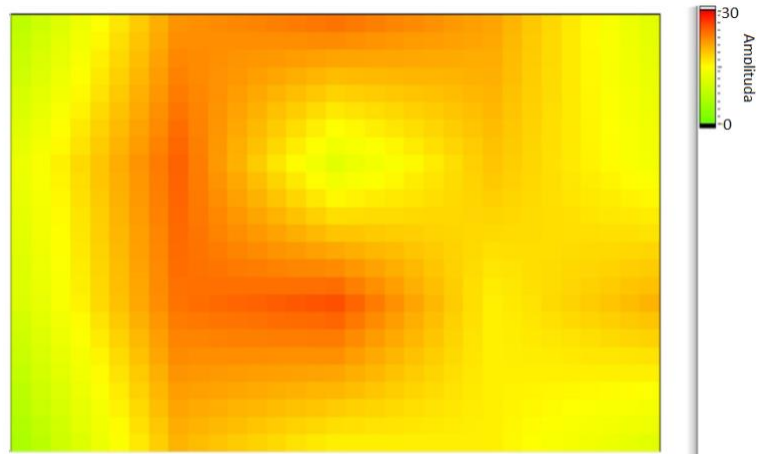
Obr. 42: Zapojení prvního prototypu [Zdroj: vlastní]



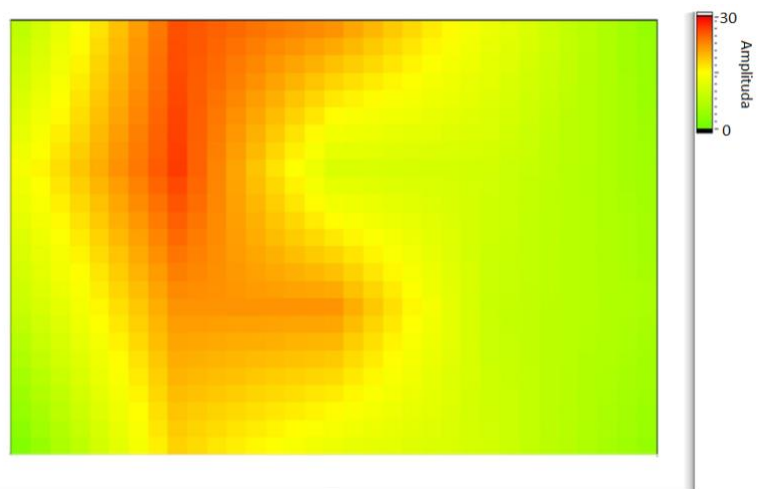
Obr. 43: Prototyp s balanční podložkou [Zdroj: vlastní]

8.2.1 Testování prvního prototypu

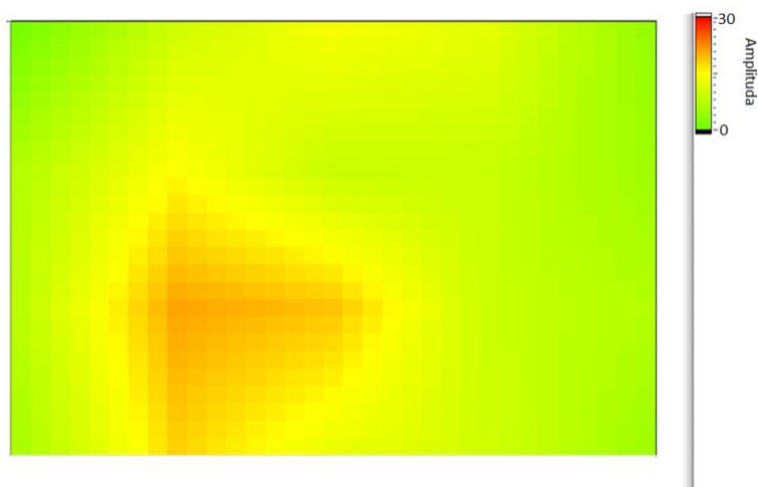
První testování prototypu probíhalo v laboratoři VŠB-TUO. Proband prováděl cvičení na boso. Během prvního cviku proband stojí na balanční podložce s rovnoměrně rozloženým tlakem na obou chodidlech. Druhý cvik spočíval v přenesení váhy na levou končetinu. Při posledním cviku stál proband na levé noze s těžištěm přeneseným na patě.



Obr. 44: Stoj na balanční podložce



Obr. 45: Stoj na balanční podložce – přenesené těžiště na pravou nohu

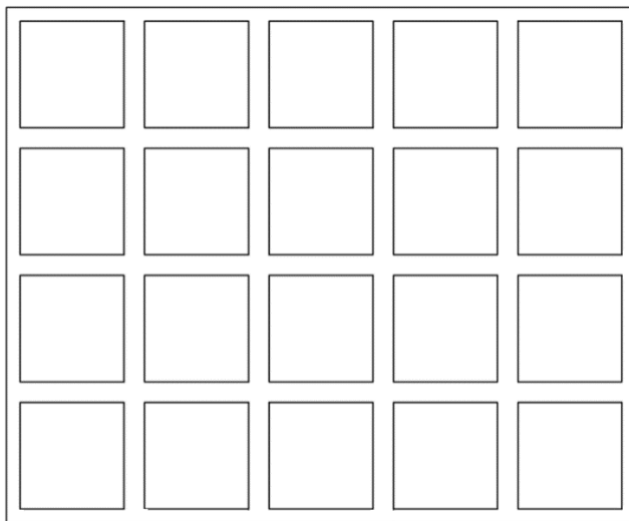


Obr. 46: Stoj na balanční podložce – přenesené těžiště na levou patu

Na základě tohoto zapojení byla ověřena funkčnost celého systému z hlediska zobrazení zmáčknutí podložky vlivem změny pohybu v reálném čase. Při zapojení více elektrod byl během měření pozorován vliv parazitní kapacity (viz Obr. 46), který mohl být způsoben zapojením senzoru na nepájivém poli nebo dotykem jednotlivých propojovacích drátů. [-]

8.3 Testování textilních elektrod

Testování textilních elektrod je rozděleno do tří částí. První část je zaměřena na umístění textilních elektrod, dále je testována velikost matice, jednotlivých měřících prvků a vzdálenost mezi nimi.



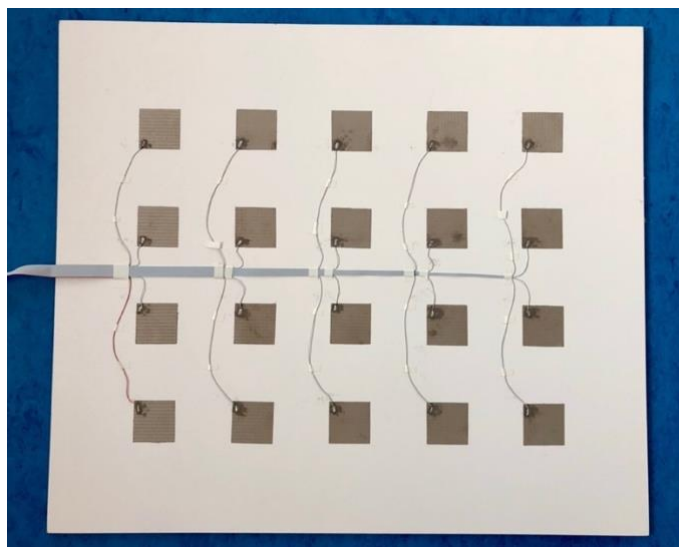
Obr. 47: Rozložení sensorického pole – pole 4x5 [Zdroj: vlastní]

Tato část měření slouží ke stanovení optimální matice z hlediska velikosti snímacích prvků a vzdálenost mezi nimi. Pro testování jsou vytvořeny tři sensorické matice o velikosti 4x5 prvků. Tvar jednotlivých elektrod je čtvercový. Jsou zde zkoumány velikosti snímacích prvků 4x4 cm; 5,5x5,5 cm a 7x7 cm. Při návrhu sensorického pole jsou zachovány polohy jednotlivých snímacích prvků tak, aby pokryly co největší oblast zájmu při cvičení na balanční pomůcce.

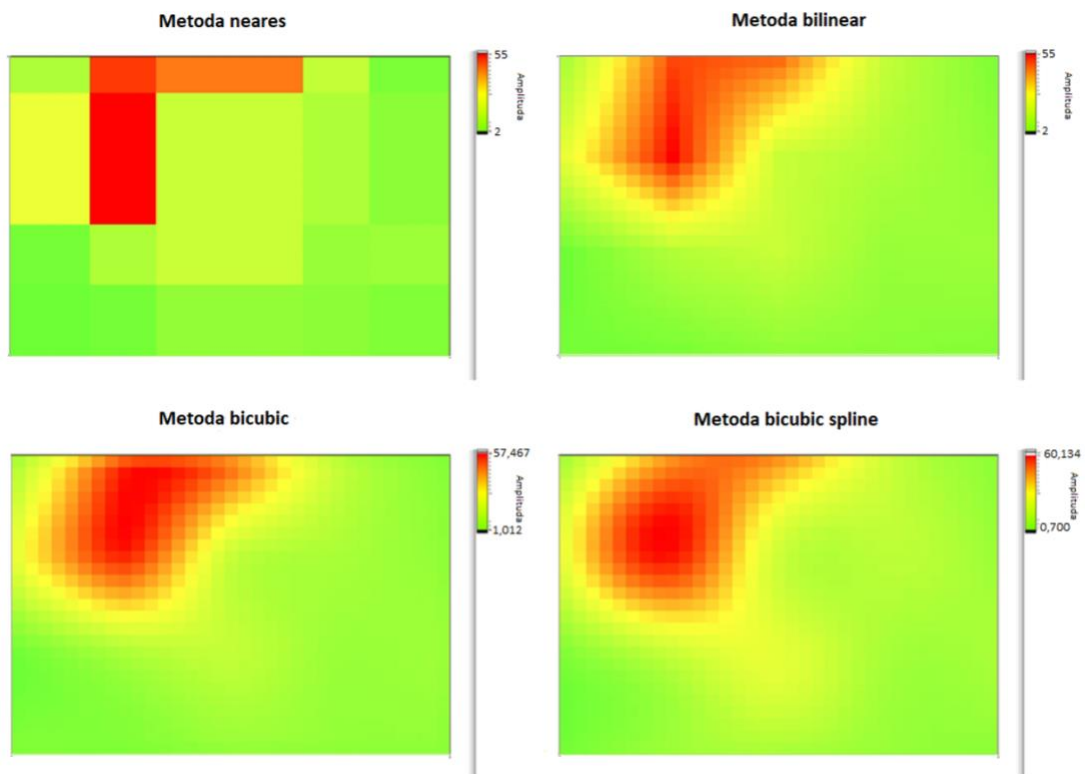
Pro otestování optimální velikosti snímacích elektrod, jsou zvoleny tři cviky. Při prvním cviku pacient stojí na levé končetině s váhou přeneseným dopředu. Druhý cvik spočívá ve stoji na balanční podložce na levé noze při stejném zatížení špičky a paty. Jako poslední pacient stojí oběma nohama na balanční podložce s rovnoměrným rozložením tlaků na chodidle působící na cvičební pomůcku.

8.3.1 Matice o velikosti jednotlivých snímacích prvků 4x4 cm

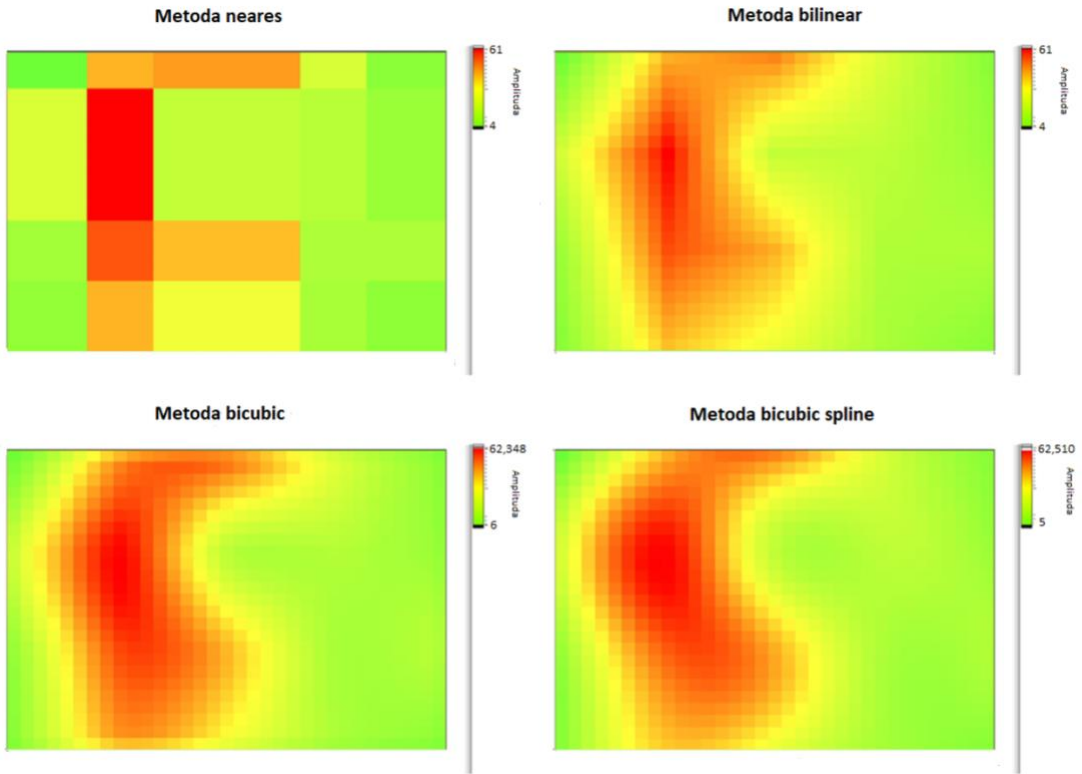
První testovaná senzorická matice obsahuje prvky o velikosti 4x4 cm a vzdálenost mezi nimi je 5,5 cm v horizontálním směru a 5,7 cm ve směru vertikálním (viz příloha A).



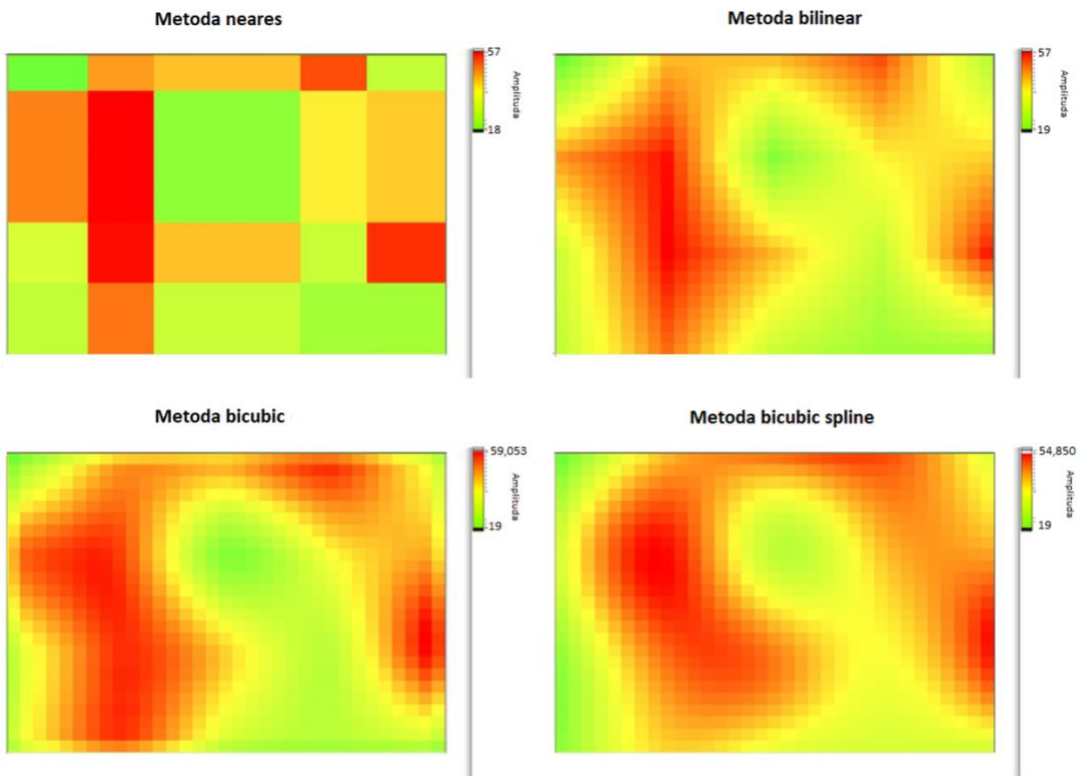
Obr. 48: Navržená matice s velikostí elektrod 4x4 cm



Obr. 49: Srovnání interpolačních metod – stoj na balanční podložce na levé noze – přenesené těžiště dopředu



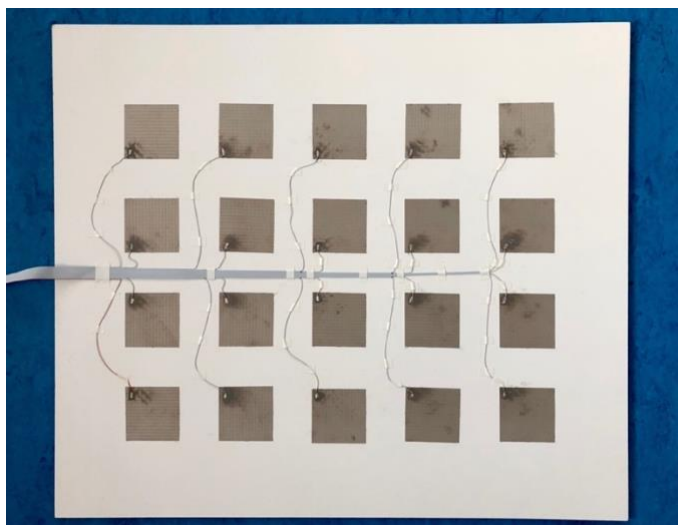
Obr. 50: Srovnání interpolačních metod – stoj na balanční podložce – přenesené těžiště doleva



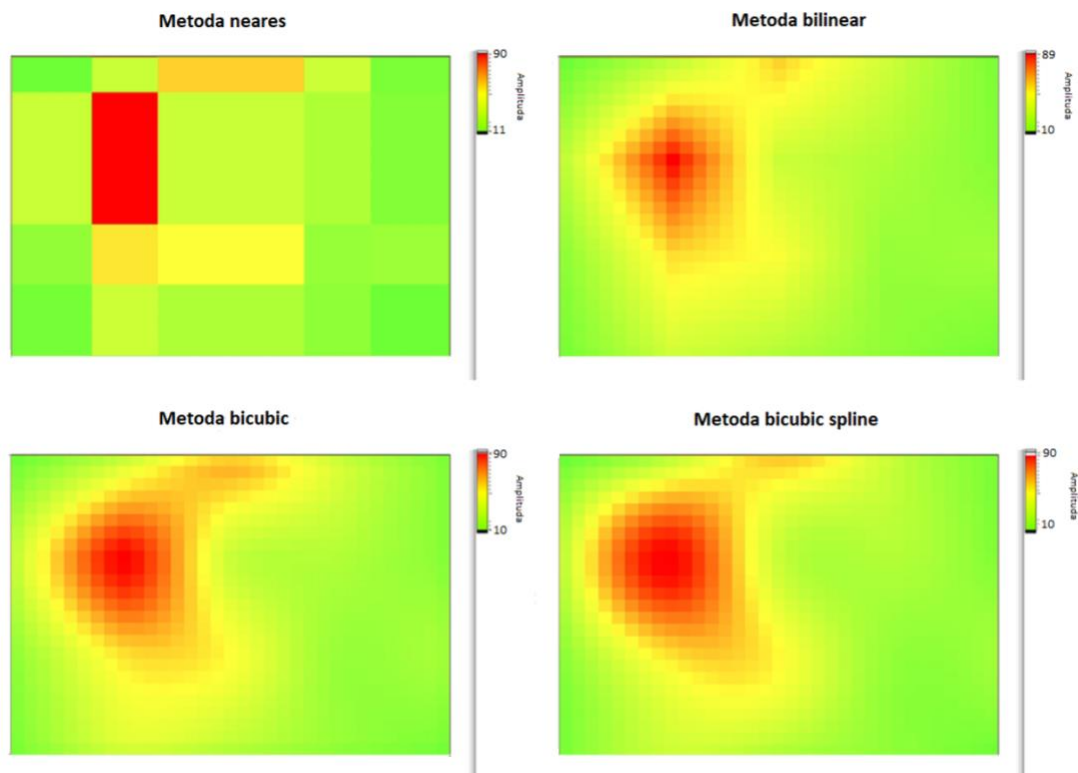
Obr. 51: Stoj na balanční podložce

8.3.2 Matice o velikosti jednotlivých snímacích prvků 5,5x5,5 cm

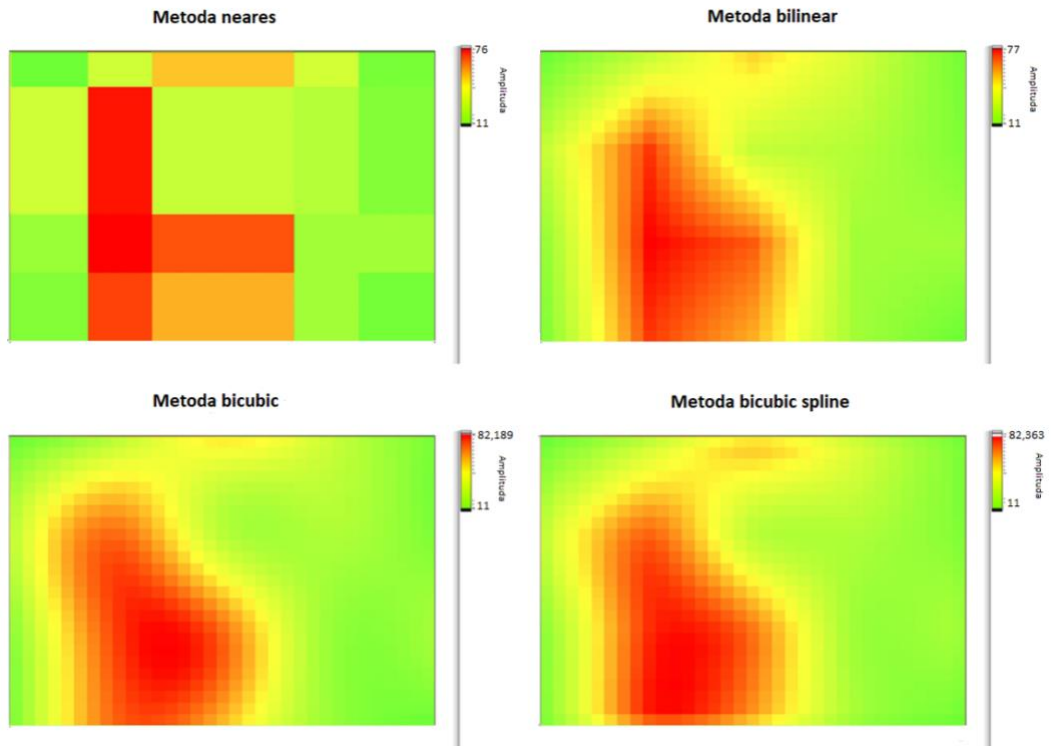
Druhá testovaná senzorická matice obsahuje prvky o velikosti 5,5x5,5 cm a vzdálenost mezi nimi je 3,9 cm v horizontálním směru a 4,1 cm ve směru vertikálním (viz příloha B).



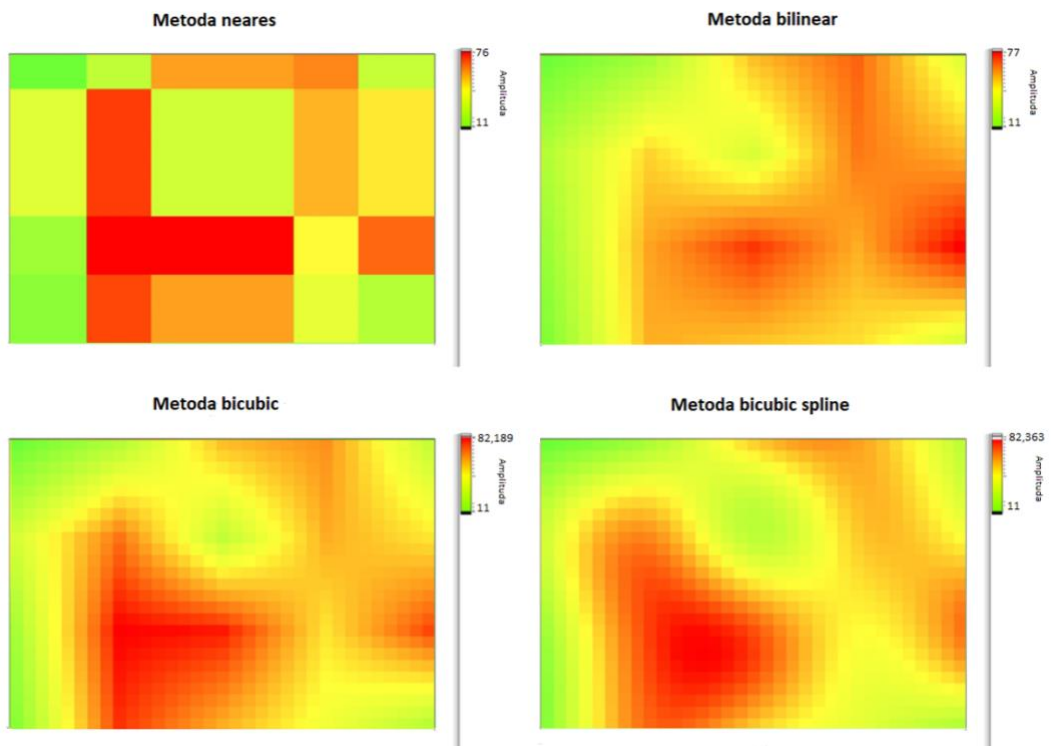
Obr. 52: Navržená matice s velikostí elektrod 5,5x5,5 cm



Obr. 53: Srovnání interpolačních metod – stoj na balanční podložce na levé noze – přenesené těžiště dopředu



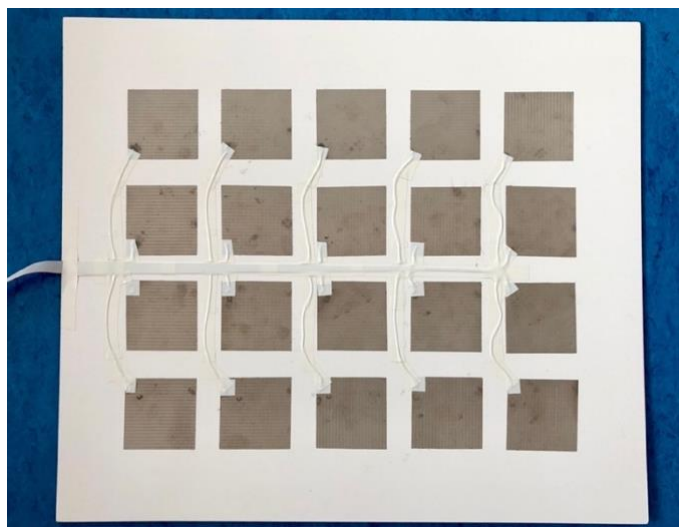
Obr. 54: Srovnání interpolačních metod – stoj na balanční podložce – přenesené těžiště doleva



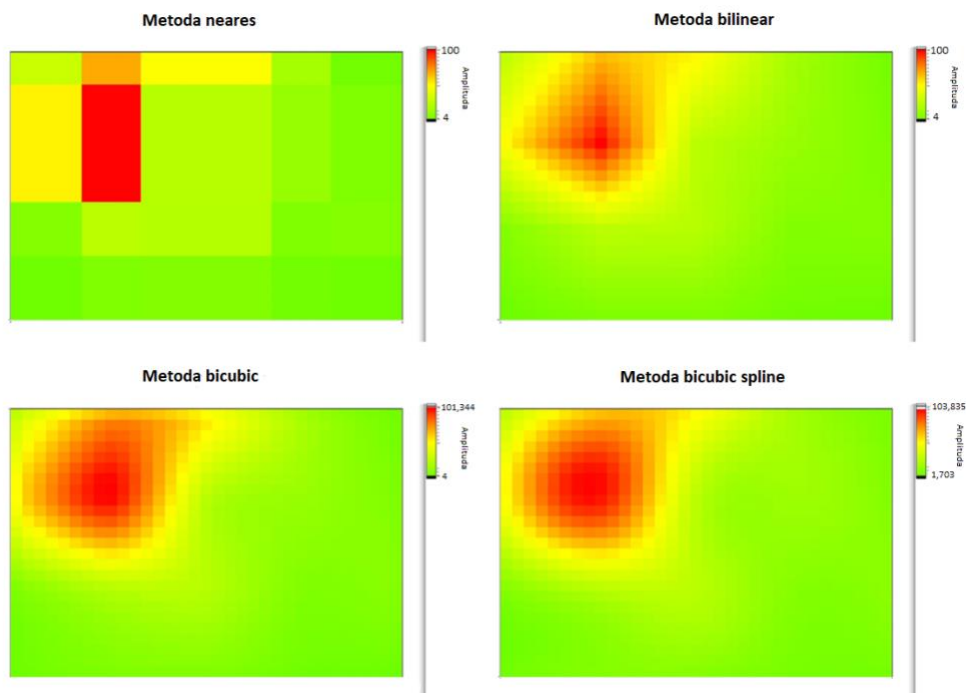
Obr. 55: Srovnání interpolačních metod – Stoj na balanční podložce

8.3.3 Matice o velikosti jednotlivých snímacích prvků 7x7 cm

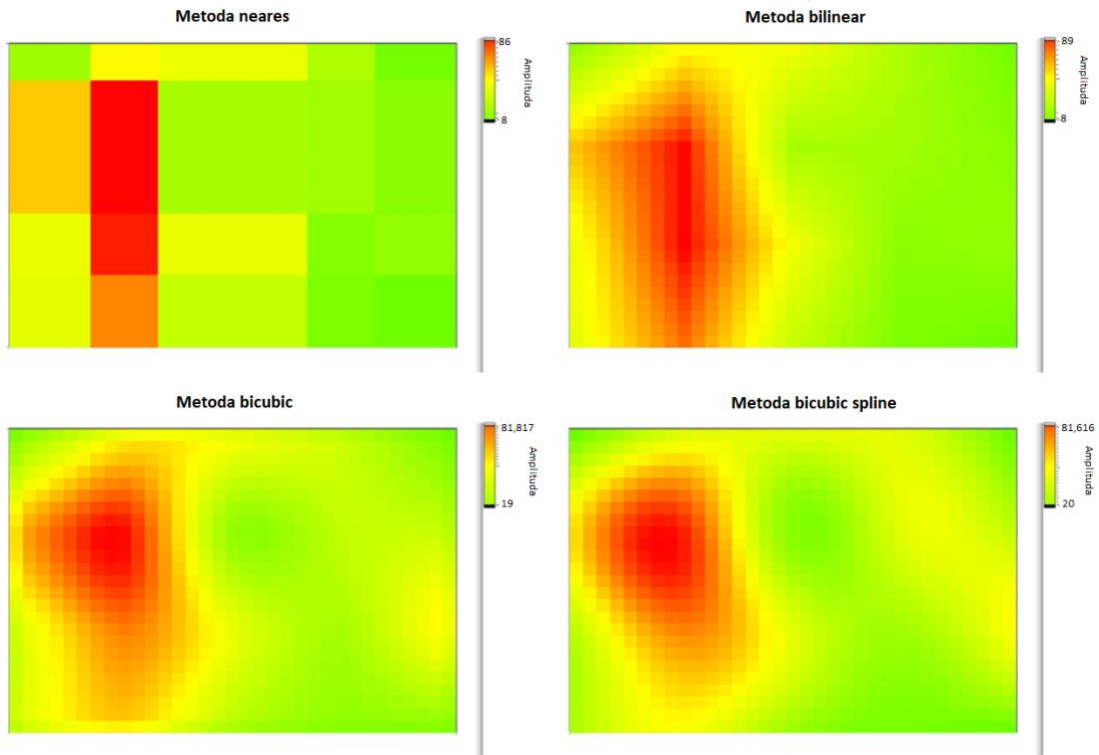
Poslední testovaná senzorická matice obsahuje prvky o velikosti 7x7 cm a vzdálenost mezi nimi je 2,3 cm v horizontálním směru a 2,7 cm ve směru vertikálním (viz příloha C).



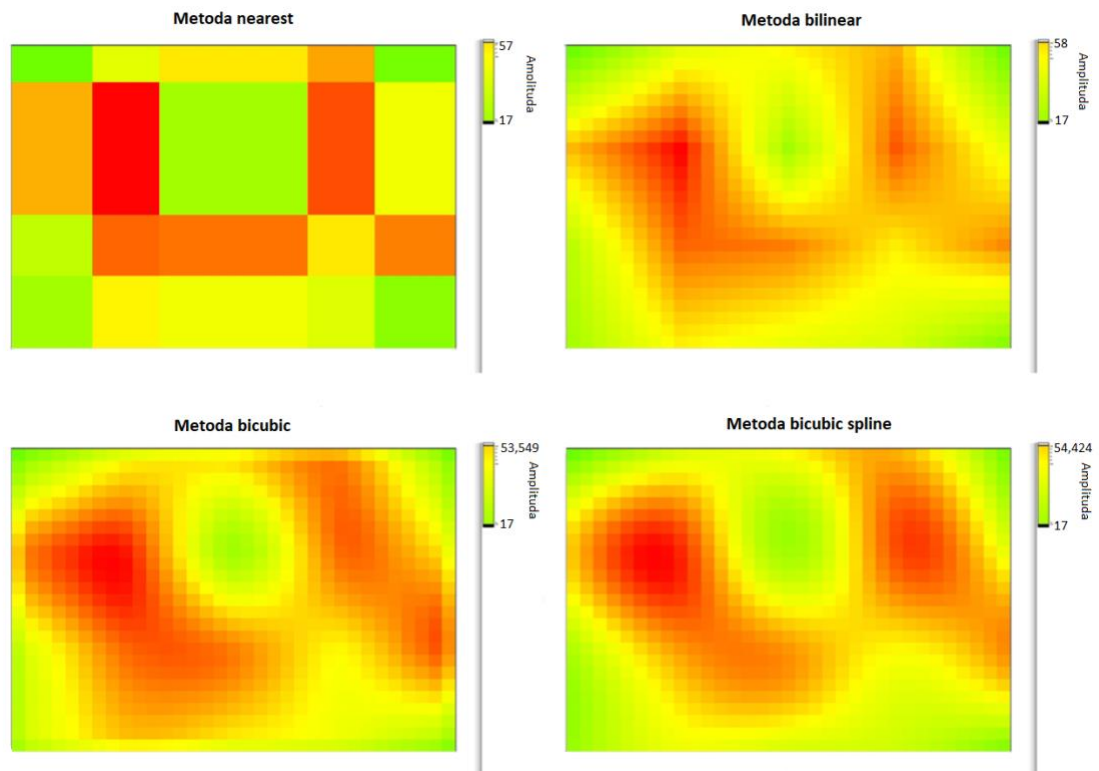
Obr. 56: Navržená matice s velikostí elektrod 7x7 cm



Obr. 57: Srovnání interpolačních metod – stoj na balanční podložce na levé noze – přenesené těžiště dopředu



Obr. 58: Srovnání interpolačních metod – stoj na balanční podložce – přenesené těžiště doleva



Obr. 59: Srovnání interpolačních metod – Stoj na balanční podložce

Na základě výše znázorněných snímků intenzitních grafů je pro testování v reálném prostředí zvolena sensorická matice prvky čtvercového tvaru o velikosti strany 7 cm. Tato sensorická matice poskytuje dle vizuálního hodnocení nejlepší výsledky, a to zejména při aplikaci Bikubické interpolační metody s úrovní 3.

8.4 Balanční cviky

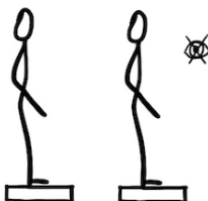
Konkrétní cvičení na podložce AIREX® se opírají o běžný program cvičení na balančních podložkách ve FNO, který pacient provádí 5x týdně po dobu 3 týdnů. Jedno cvičení by mělo probíhat 5–15 minut.

První cvik se zakládá na nároku jedné dolní končetiny na podložku ze vzpřímeného stoje spojného, mírné přenesení váhy na nohu opírající se o podložku a návrat zpět do vzpřímeného stoje spojného. Po celou dobu cvičení se cvičící dívá rovně před sebe. Tento cvik je vhodné doplnit o kontralaterální souhyb horních končetin. Důležité u tohoto cviku je udržení rovnováhy, stability ve všech kloubech, především v hlezenním a kyčelním kloubu [1][2][147][148].



Obr. 60: Nárok pravou a levou nohou na balanční podložku [Zdroj: vlastní]

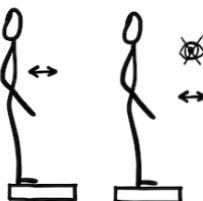
Ve druhém cviku se cvičící snaží o prostý stoj na balanční podložce s otevřenými a zavřenými očima. Je dobré otestovat a následně trénovat obě varianty. Vyřazení vizuálních sensorických vjemů může podpořit trénink rovnováhy založeného na vnímání a zpracování informací vestibulárního orgánu. Stoj je široký na šíři pánve, druhé prstce míří rovně dopředu, hlava cvičícího směřuje rovně před sebe [1][2][147][148].



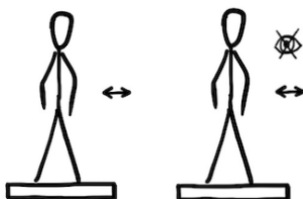
Obr. 61: Stoj na balanční podložce – otevřené a zavřené oči [Zdroj: vlastní]

Na balanční podložce lze také trénovat přenesení těžiště, a to jak v sagitální, tak frontální rovině, či jejich kombinací. Cvičící se postaví na balanční podložku s nohama na šíři pánve. U méně stabilních jedinců je možné bázi ještě rozšířit a postavit nohy dále od sebe, než je šíře pánve. Následně dochází k naklánění těla za propnutí dolních končetin tak, aby se těžiště měnilo zamýšlenými směry – dopředu a dozadu, případně doleva a doprava. Tyto směry lze zkombinovat a cirkulovat oběma směry, například po

či proti směru hodinových ručiček. Pro ztížení cviků či vyřazení vizuálních orgánů lze opět provést cvičení se zavřenýma očima [1][2][147][148].



Obr. 62: Stoj na balanční podložce – přenášení těžiště střídavě dopředu a dozadu [Zdroj: vlastní]



Obr. 63: Stoj na balanční podložce – přenášení těžiště střídavě vpravo a vlevo [Zdroj: vlastní]

Dalším možným cvikem na balanční podložce je rytmické přešlapování. Probíhá tak, že ze stoje cvičící zvedá paty a špičky střídavě tak, aby vždy pata jedné nohy a přednoží druhé nohy byly v kontaktu s podložkou. Pro ztížení podmínek lze opět zavřít oči [1][2][147][148].



Obr. 64: Stoj na balanční podložce – střídavě zvednout pravou a levou patu – rytmické přešlapávání [Zdroj: vlastní]

Na balanční podložce lze také simulovat chůzi na místě, a to vždy tak, že stojná dolní končetina se stabilně zapře do podložky, zatímco fázová (švihová) dolní končetina pouze flektuje v kyčelním a kolenním kloubu, čímž se celá zvedne od podložky a váha se tak rozkládá pouze na stojnou dolní končetinu. Takto lze rytmicky „pochodovat“ na podložce. V případě ztížení nároků na vestibulární aparát lze opět vyřadit vizuální systém [1][2][147][148].



Obr. 65: Chůze na místě [Zdroj: vlastní]

Stoj na jedné noze vychází z předchozího cviku, přičemž cvičící prodlouží konečnou fázi stoje na jedné končetině, a to tak, že zůstane stát na jedné noze a druhá je v pravém úhlu v kyčli i koleni elevovaná. Při tomto cviku je nutná kvalitní stabilizace pánve, která by měla být kontrolována fyzioterapeutem, aby nedocházelo k její odchylce na stranu stojné dolní končetiny a elevaci na ipsilaterální straně, poklesu na straně kontralaterální. Tento cvik lze ztížit předpažením horních končetin či zavřením očí [1][2][147][148].



Obr. 66: Stoj na levé a pravé noze na balanční podložce [Zdroj: vlastní]

Posledním cvikem je dřep. Zatížení plosky by mělo probíhat pomocí 4bodové opory. Jedná se o oporu pod I. metatarsophalangeálním kloubem, pod V. metatarsophalangeálním kloubem, na mediální straně calcaneu a na laterální straně calcaneu. Hlezenní, kolenní a kyčelní klouby by měly být v jedné vertikální ose. Cvičící provede dřep způsobem, kdy si sedá dozadu, čímž flektuje kolenní a kyčelní kloub a zároveň lehce flektuje hlezenní kloub dorzálně. Pro udržení rovnováhy a 4 bodové opory na plosce nohy může dojít k elevaci horních končetin do flexe. Opět lze provést cvik se zavřenýma očima či s mentálním zatížením pomocí různých mentálně náročných úkolů v průběhu cvičení [1][2][147][148].



Obr. 67: Podřepy na balanční podložce [Zdroj: vlastní]

8.5 Vzor pro testování

Při sestavování cvičebního programu byl postup konzultován s fyzioterapeutem. Cvičební program se skládá z šesti cviků. Cvičení probíhá přibližně 3–10 minut, dle aktuálních schopností cvičící osoby. Jedná se o individuální cvičební plán, při kterém pacient cvičí samostatně pod dohledem fyzioterapeuta [149].

Před začátkem měření je nezbytné zajistit vyhovující prostředí z hlediska osvětlení, teploty, čerstvého vzduchu, velikosti prostoru a bezpečnosti, jako jsou protiskluzové úpravy či madla [150]. Podmínkou pro vstup do výzkumu je podepsání informovaného souhlasu a souhlasu o ochraně osobních dat (GDPR). Pacient po příchodu do ordinace navazuje kontakt s fyzioterapeutem, kdy oznamuje svůj věk, pohlaví, rok narození a následně je seznámen s průběhem rehabilitačního cvičení a jeho monitorováním.

Cvičební plán se skládá z šesti cviků na balanční podložce AIREX® Elite, kde každý z těchto cviků pacient opakuje 5x. Během celého cvičení je pacient monitorován. Cvičení trvá přibližně 3 minuty. Celé cvičení je prováděno pod dohledem odpovědné osoby. Správnost pohybu během cvičení je vizualizována v uživatelském rozhraní LabVIEW v reálném čase. Pohyb je vizuálně hodnocen pomocí indikátoru nejvíce zatíženého kvadrantu, což pacientovi poskytuje zpětnou vazbu o správnosti jeho provádění. Po dokončení série cviků je ukončeno měření a pacient odchází.

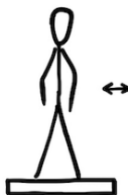
1. Stoj na balanční podložce



2. Stoj na balanční podložce – přenášení těžiště střídavě dopředu a dozadu



3. Stoj na balanční podložce – přenášení těžiště střídavě vpravo a vlevo



4. Nákrok pravou a levou nohou na balanční podložku



5. Stoj na balanční podložce – střídavě zvednou pravou a levou patu



6. Stoj na pravé a levé noze na balanční podložce



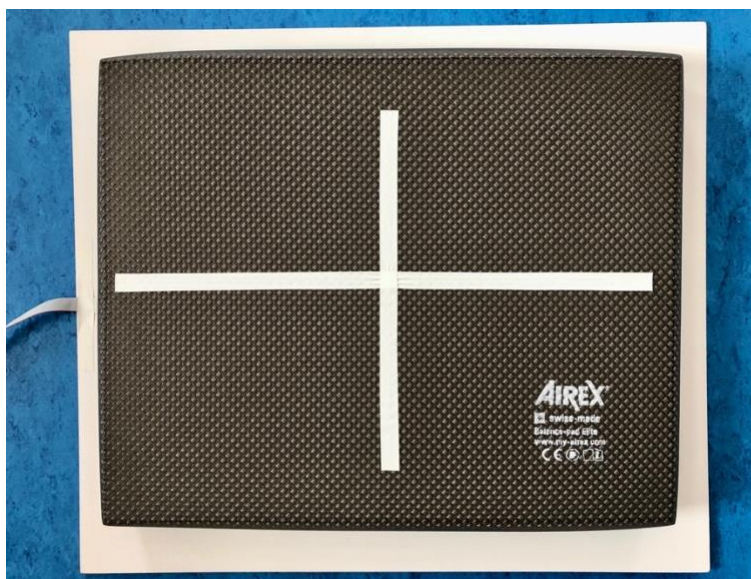
8.6 Testování v laboratoři

Navržený senzor byl testován v laboratorních podmínkách na jednom respondentovi. Testování probíhalo dle předem definovaného cvičebního plánu, který je popsán v kapitole 8.5. K testování je, dle výše znázorněných výsledků, zvolena senzorická matice s velikostí jednotlivých snímacích prvků 7x7 cm, ke které je připojena navržená DPS. Celé měřicí zařízení je umístěno pod pěnovou balanční podložku AIREX®, jak je znázorněno na Obr. 68.



Obr. 68: Navržený senzor pro snímání pohybu na balanční podložce

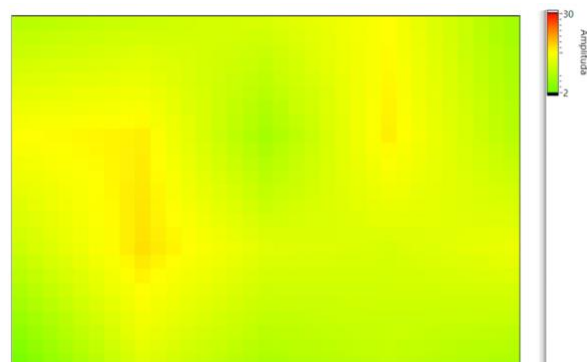
Balanční položka je pro testování opticky rozdělena na čtyři části (kvadranty), jak je znázorněno na Obr. 69. Smyslem tohoto rozdělení je možnost posouzení reprodukovatelnosti výsledků a lepší orientaci uživatele během cvičení.



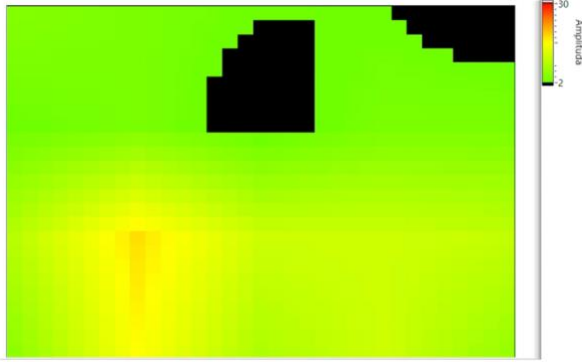
Obr. 69: Rozdělení senzorické podložky na čtyři kvadranty

8.6.1 Výsledky testování v laboratoři s balanční podložkou AIREX® Elite

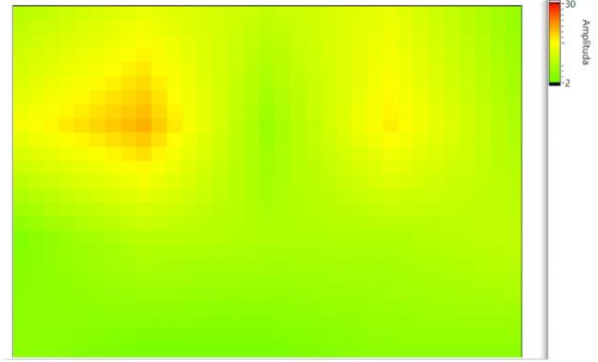
Testování v laboratoři je provedeno na jednom pacientovi. Pacient během tohoto cvičení postupoval dle předem definovaných cviků. Každý z těchto cviků opakoval 5x. Toto testování slouží k ověření stanovených cviků ve vzoru pro testování a k nastavení přibližné doby cvičení. Testovaný je muž 174 cm vysoký, jeho hmotnost je 63 kg a velikost chodidla je 42 EU. Při tomto měření bylo pevně stanovena hodnota amplitudy v rozsahu 2-30.



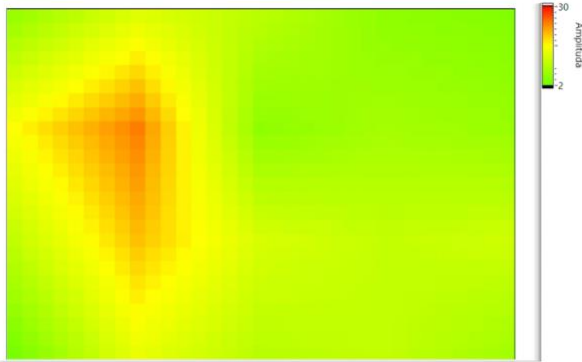
Obr. 70: Stoj na balanční podložce



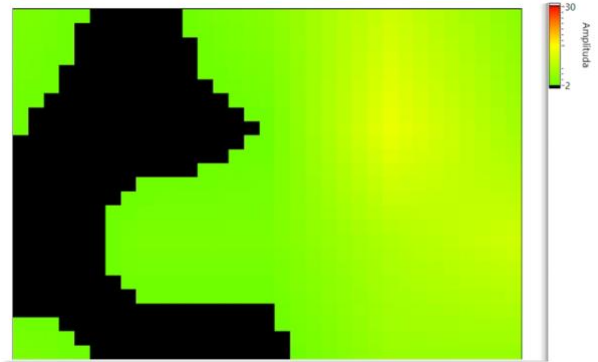
Obr. 71: Cvik 2 – Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště dozadu



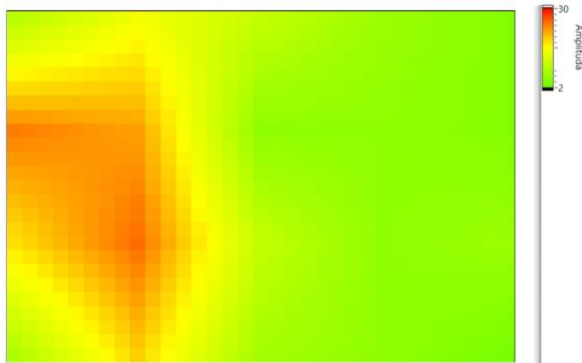
Obr. 72: Cvik 2 – Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště dopředu



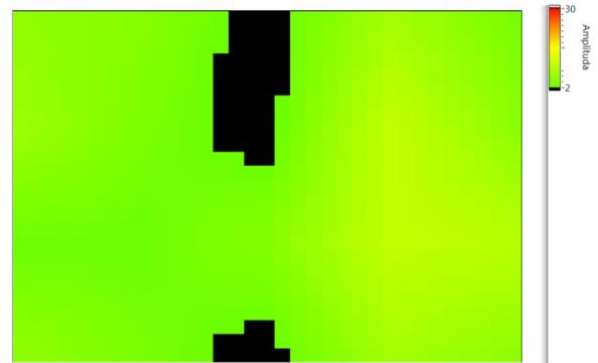
Obr. 73: Cvik 3 - Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště vlevo



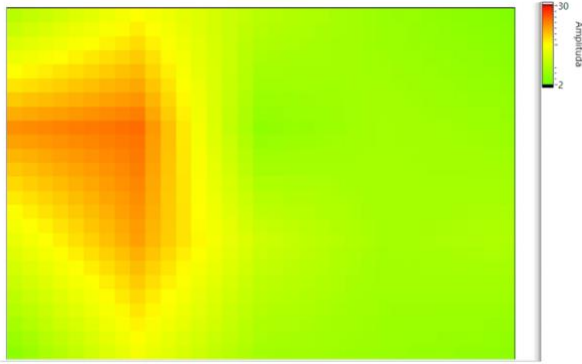
Obr. 74: Cvik 3 - Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště vpravo



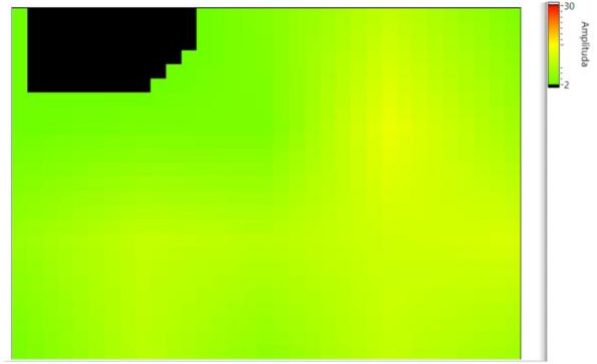
Obr. 75: Cvik 4 – Nákrok levou nohou na balanční podložku



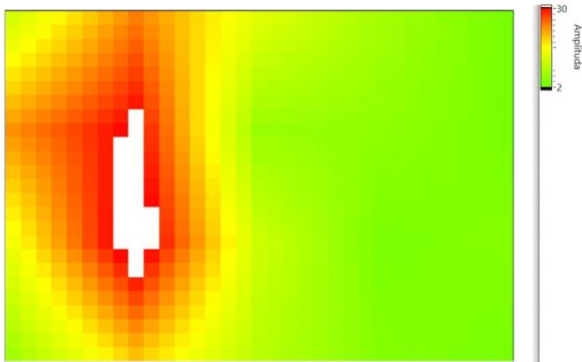
Obr. 76: Cvik 4 – Nákrok pravou nohou na balanční podložku



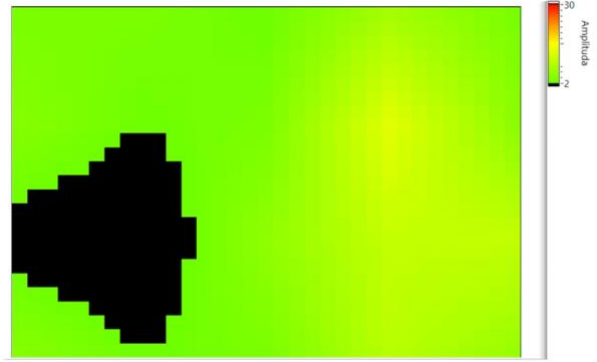
Obr. 77: Cvik 5 – Stoj na balanční podložce – zvednutá pravá noha



Obr. 78: Cvik 5 – Stoj na balanční podložce – zvednutá levá noha

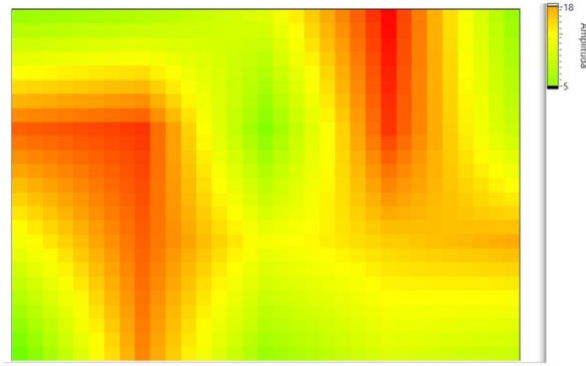


Obr. 79: Cvik 6 – Stoj na balanční podložce – zvednuté pravé koleno

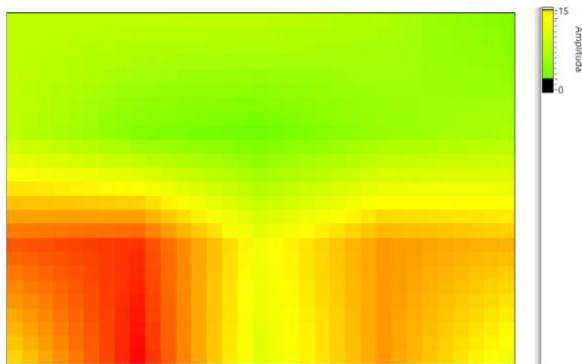


Obr. 80: Cvik 6 – Stoj na balanční podložce – zvednuté levé koleno

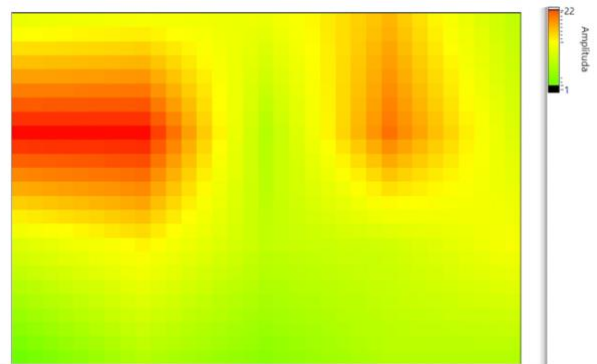
Vykreslování barevné mapy je definováno v nastaveném rozsahu 2 do 30. A tak se mohou v obrazu vykreslovat jak černé, tak i bílé pixely. Černá barva zaznamenává nižší měřenou kapacitu, než je nastavený rozsah, bílá značí vyšší měřenou kapacitu, než je měřený rozsah. Při použití funkce Autoscale se rozsah měření upravuje automaticky na základě minimální a maximální hodnoty. Proto při použití funkce Autoscale lze lépe vidět rozdíl v grafu intenzity, ale nelze pak provést další pozorování, kvůli nekonzistenci dat a nastavených rozsahů. Proto po porovnání jsou určeny absolutní hodnoty měřené veličiny. Pro další zpracování dat bylo z tohoto důvodu použito automatické nastavování velikosti amplitudy prostřednictvím funkce Autoscale Z.



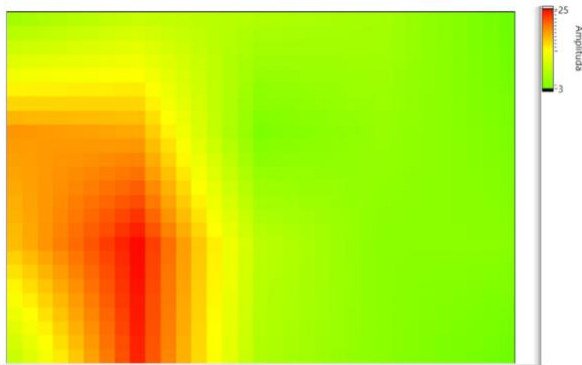
Obr. 81: Stoj na balanční podložce



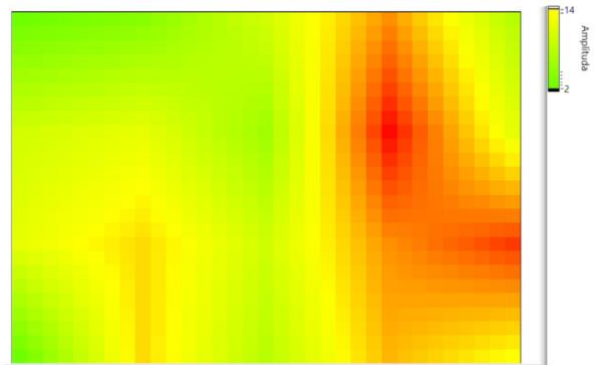
Obr. 82: Cvik 2 – Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště dozadu



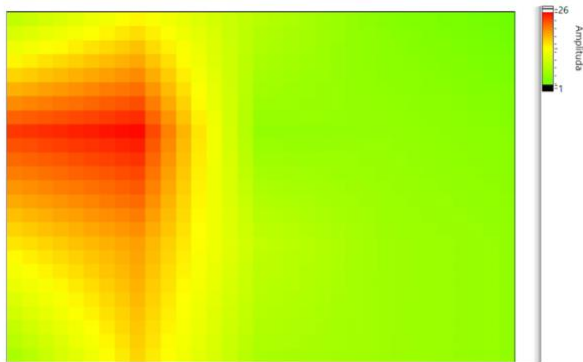
Obr. 83: Cvik 2 – Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště dopředu



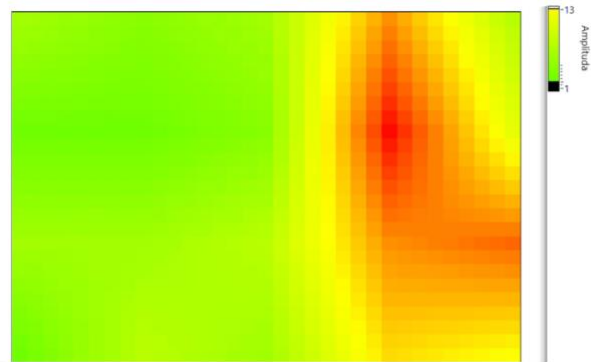
Obr. 84: Cvik 3 - Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště vlevo



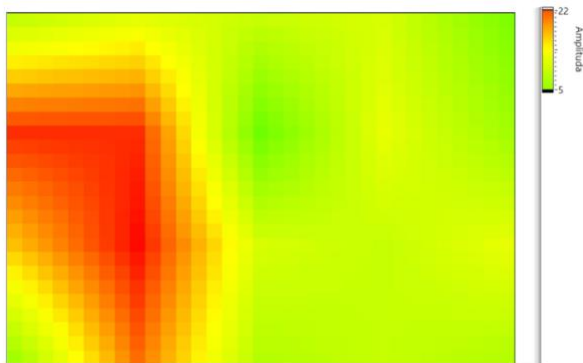
Obr. 85: Cvik 3 - Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště vpravo



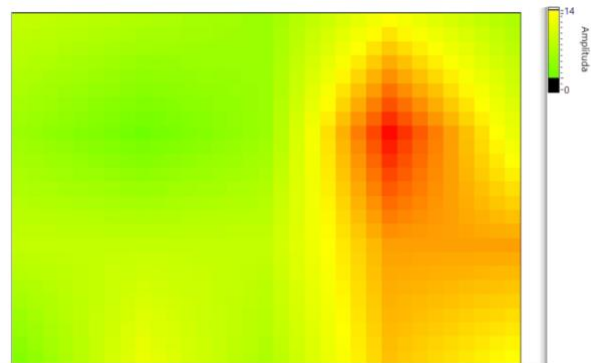
Obr. 86: Cvik 4 – Nákrok levou nohou na balanční podložku



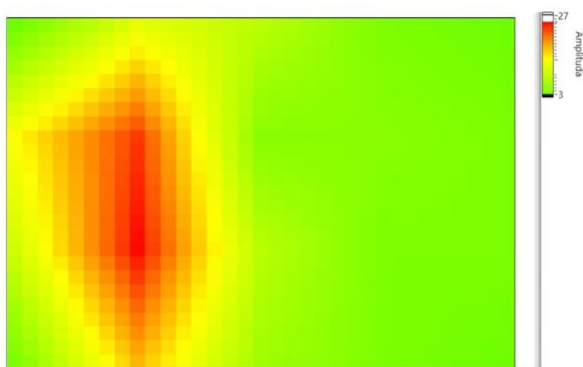
Obr. 87: Cvik 4 – Nákrok pravou nohou na balanční podložku



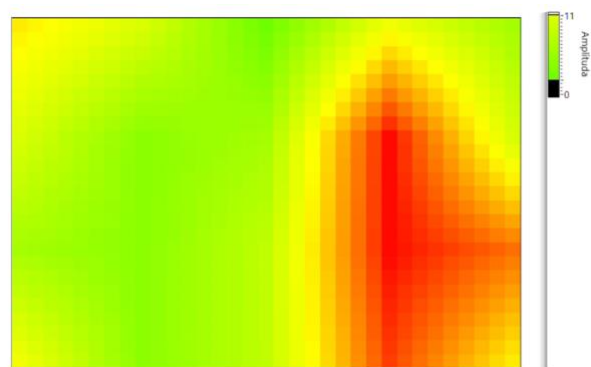
Obr. 88: Cvik 5 – Stoj na balanční podložce – zvednutá pravá noha



Obr. 89: Cvik 5 – Stoj na balanční podložce – zvednutá levá noha



Obr. 90: Cvik 6 – Stoj na balanční podložce – zvednuté pravé koleno



Obr. 91: Cvik 6 – Stoj na balanční podložce – zvednuté levé koleno

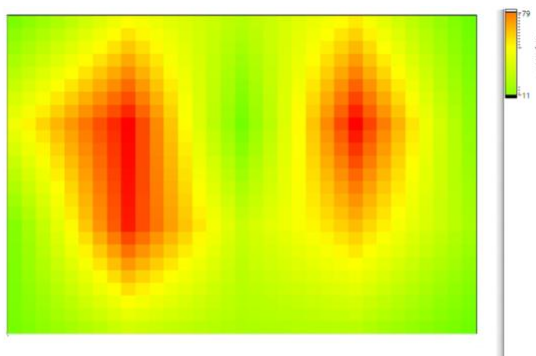
K výše znázorněným obrázkům jsou doplněny výsledky navrženého algoritmu pro hodnocení na základě největšího zatížení kvadrantu (viz Tab. 8), kde x představuje detekci daného kvadrantu.

Tab. 8: Výsledky navrženého algoritmu pro hodnocení na základě největšího zatížení kvadrantu

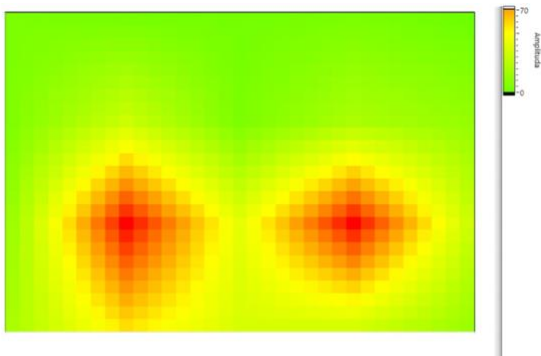
| Cvik | Popis cviku | kvadrant 1 | kvadrant 2 | kvadrant 3 | kvadrant 4 |
|------|---------------------------|------------|------------|------------|------------|
| 1 | Stoj na balanční podložce | - | x | - | - |
| 2 | Přenesení těžiště dopředu | x | - | - | - |
| | Přenesení těžiště dozadu | - | - | x | - |
| 3 | Přenesení těžiště doleva | - | - | x | - |
| | Přenesení těžiště doprava | - | x | - | - |
| 4 | Nášlap na levou nohu | x | - | - | - |
| | Nášlap na pravou nohu | - | - | - | x |
| 5 | Zvednutí pravé paty | x | - | - | - |
| | Zvednutí levé paty | - | x | - | - |
| 6 | Zvednutí pravé koleno | x | - | - | - |
| | Zvednutí levé koleno | - | - | - | x |

8.6.2 Výsledky testování v laboratoři s podložkou Lifefit Yoga Mat Exclusive plus

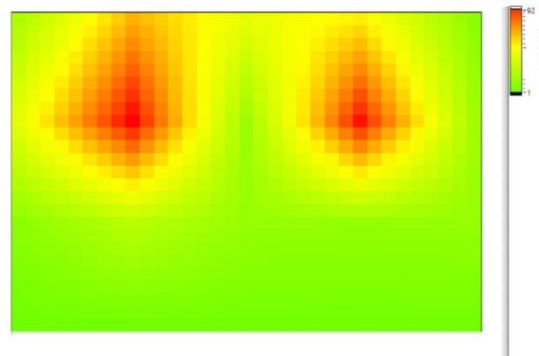
V laboratoři je dále ověřeno měření s použitím jiné pěnové podložky. K testování je použita Lifefit Yoga Mat Exclusive plus. Je vyrobena z NBR a její výška je 1,5 cm [151].



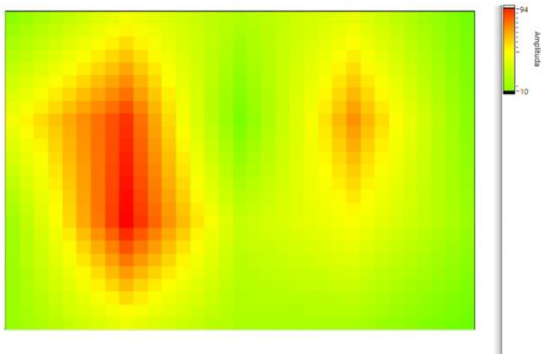
Obr. 92: Cvik 1 - Stoj na balanční podložce



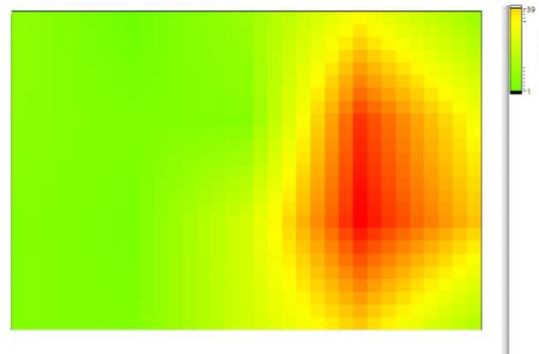
Obr. 93: Cvik 2 – Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště dozadu



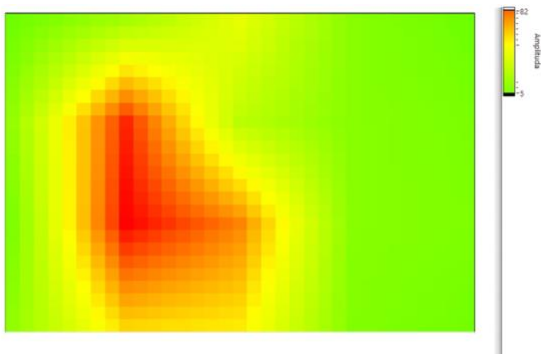
Obr. 94: Cvik 2 – Stoj na balanční podložce – přenesení těžiště dopředu



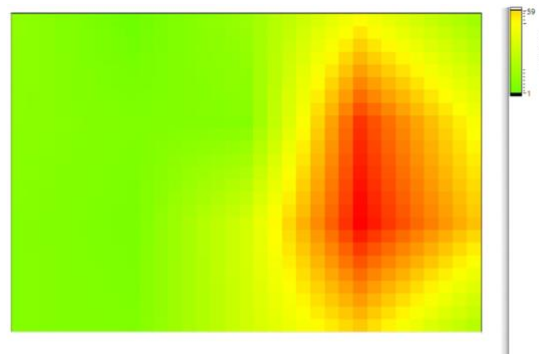
Obr. 95: Cvik 3 - Stoj na balanční podložce – přenesené těžiště vlevo



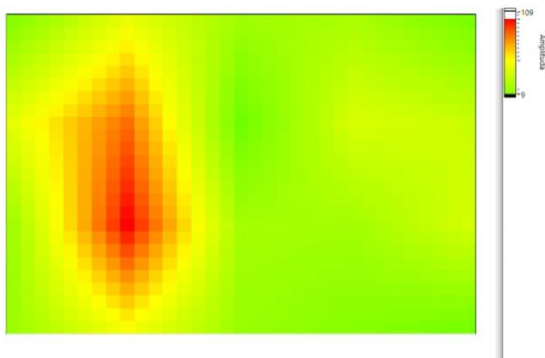
Obr. 96: Cvik 3 - Stoj na balanční podložce – přenesené těžiště vpravo



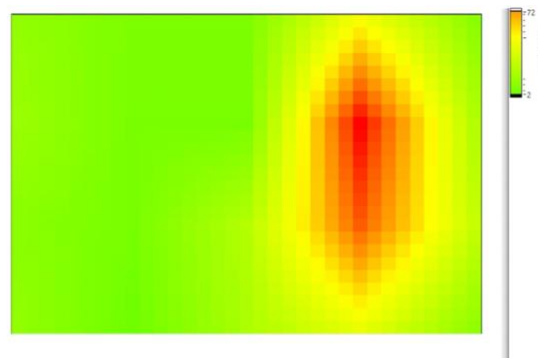
Obr. 97: Cvik 4 – Nárok levou nohou na balanční podložku



Obr. 98: Cvik 4 – Nárok pravou nohou na balanční podložku



Obr. 99: Cvik 6 – Stoj na balanční podložce – zvednuté pravé koleno



Obr. 100: Cvik 6 – Stoj na balanční podložce – zvednuté levé koleno

Tab. 9: Výsledky hodnocení na základně největšího zatížení kvadrantu

| Cvik | Popis cviku | kvadrant 1 | kvadrant 2 | kvadrant 3 | kvadrant 4 |
|------|---------------------------|------------|------------|------------|------------|
| 1 | Stoj na balanční podložce | X | - | - | - |
| 2 | Přenesení těžiště dozadu | - | - | X | - |
| | Přenesení těžiště dopředu | X | - | - | - |
| 3 | Přenesení těžiště doprava | - | - | - | X |
| | Přenesení těžiště doleva | - | - | X | - |
| 4 | Nášlap na levou nohu | - | - | - | X |
| | Nášlap na pravou nohu | - | - | X | - |
| 5 | Stoj na levé noze | - | - | X | - |
| | Stoj na pravé noze | - | X | - | - |

8.7 Testování v reálném prostředí

Testování v reálném prostředí probíhalo v telemetrickém bytě CPIT TL3 v areálu VŠB-TUO. Do testování bylo zahrnuto 15 probandů ve věku 19–28 let. Žádný z testovaných netrpěl poruchami pohybového aparátu. Testování probíhalo dle předem definovaného vzoru pro testování (viz 8.5), který obsahuje šest cviků. Každý z probandů cvičil na balanční podložce bez obuvi. Cvičení trvalo přibližně 3 minuty dle schopností každého probanda. Během celého cvičení byl každý z probandů monitorován.

Před zahájením měření byl každý z probandů nejprve seznámen s definovanou sadou cviků pro ověření správnosti pohybu na balanční podložce. Proband dále vyplnil informovaný souhlas spolu s údaji o jeho výšce, hmotnosti a velikosti chodidla. Poté bylo započato měření. Proband se přesunul na balanční podložku a prováděl definované cviky dle 8.5. Výsledné datové a obrazové výstupy jsou znázorněny v elektronických přílohách.

Při prvním testovaném cviku stál proband na balanční podložce s váhou rozloženou rovnoměrně mezi obě chodidla. Při tomto cviku stál proband v klidu a nehybně. U všech záznamů gradientních map z tohoto cvičení lze pozorovat vykreslení obou chodidel. U všech výstupů je patrné vyšší zatížení levé

končetiny, a to i v případě rovnoměrného rozložení váhy na obou končetinách. Tento artefakt je nejspíše způsoben snímaním levé nohy senzory umístěnými blíže k mikrokontroléru oproti těm, které snímají nohu pravou. Dalším pozorovaným artefaktem u tohoto cviku je falešné vykreslení přiblížení snímané osoby ve středu podložky, na které nebyl prováděn žádný testovaný cvik. Tento artefakt je nejspíše způsoben tloušťkou 6 cm a tuhostí balanční podložky AIREX® Elite, pro kterou bylo toto sensorické řešení navrhováno, dle porovnání s užitím jiné balanční podložky s tloušťkou 1,5 cm a měkčí konstrukcí, u které tento artefakt nebyl pozorován (viz 0). Při porovnání velikost amplitudy (osy Z) je její hodnota u většiny probandů velmi podobná a pohybuje se v rozmezí 40–47 [-]. Nižší hodnota amplitudy byla pozorována u Proband_1, kde $Z=13$ [-], Proband_13 ($Z=35$ [-]) a Probanda_5 ($Z=38$ [-]). Vyšší hodnota amplitudy byla naopak zaznamenána u Proband_2, kde dosahovala velikosti $Z = 51$ [-]. Vizualní výsledky byly dále porovnány s navrženým algoritmem pro detekci nejvíce zatíženého kvadrantu. Tyto výsledky se z velké většiny shodují s hodnocením vizuálním. Rozdíl je pozorován u Proband_2, kde dle algoritmu byl detekován, jako nejvíce zatížený kvadrant 1. Ovšem dle vizuálního hodnocení je nejvíce zatížený kvadrant 3. U porovnání výsledků Proband_5, Proband_8, Proband_10, Proband_11 a Proband_13 nelze jednoznačně opticky posoudit správnost detekce algoritmu pro nejvíce zatížený kvadrant.

Druhý cvik představoval střídavé přenášení těžiště zezadu dopředu. U tohoto cvičení můžeme pozorovat stejný artefakt, jako u předchozího cvičení, a to falešné detekce přiblížení. Tento cvik byl oproti prvnímu pro většinu z testovaných náročnější a u některých došlo k pádu z balanční podložky. Při porovnání velikosti amplitudy u přenesení těžiště dozadu byly pozorovány hodnoty v rozmezí 45-57 [-]. Nejnižší hodnota byla zaznamenána u Proband_13 ($Z=37$ [-]) a nejvyšší u Proband_1 ($Z=58$ [-]). Během hodnocení přenesení těžiště dopředu se velikost amplitudy pohybuje v rozpětí 44-59 [-]. Nejnižší hodnota amplitudy byla zaznamenána u Proband_13 ($Z=42$ [-]) a naopak nejvyšší hodnota $Z=60$ [-] byla zaregistrována u Proband_2 a Proband 15. Při porovnání výsledků s navrženým algoritmem pro detekci nejvíce zatíženého kvadrantu se s vizuálním hodnocením neshodují výsledky u Proband_2 při přenesení váhy dopředu. Algoritmus v tomto případě detekoval jako nejvíce zatížený kvadrant 2, ovšem dle vizuálního hodnocení je největší amplituda pozorována v kvadrantu 1. Stejně tomu tak je u Proband_4.

V případě třetího cviku proband přenášel těžiště střídavě zprava doleva. Můžeme zde pozorovat výsledky, které lépe odpovídají prováděnému cviku oproti předchozím cvikům, kde jsou patrné artefakty falešného vykreslení amplitudy. Hodnoty amplitudy při přenesení těžiště na levou nohu se při tomto cviku pohybovaly okolo 50–73 [-]. Nejnižší hodnota byla zaznamenána u Proband_6 a Proband_15 ($Z=49$ [-]) a nejvyšší u Proband_14 ($Z=83$ [-]). Při posuzování amplitud při přenesení váhy na pravou nohu jsou zaregistrovány hodnoty amplitudy mezi 50–76 [-]. Nejvyšší hodnota byla detekována u Proband_6 ($Z=49$ [-]) a naopak nejvyšší u Proband_2 ($Z=73$ [-]). Dle porovnání vizuálních výsledků s výsledky detekovanými navrženým algoritmem pro hodnocení nejvíce zatíženého kvadrantu nebyl pozorován žádný rozdíl.

Čtvrtý cvik představoval nášlap na balanční podložku. Z naměřených výsledků lze pozorovat záznamy bez artefaktu falešné detekce přiblížení, což je způsobené zatížením podložky pouze jednou končetinou, při které nevznikají falešné tlaky během působení na střední část balanční podložky. Hodnoty amplitud u nášlapu levou nohou byly v rozmezí 63-82 [-]. Nejvyšší hodnoty byly zpozorovány u Proband_3 ($Z=98$ [-]) a naopak nejnižší u Proband_8 ($Z=58$ [-]). Při pozorování výsledků nášlapu pravou nohou byly

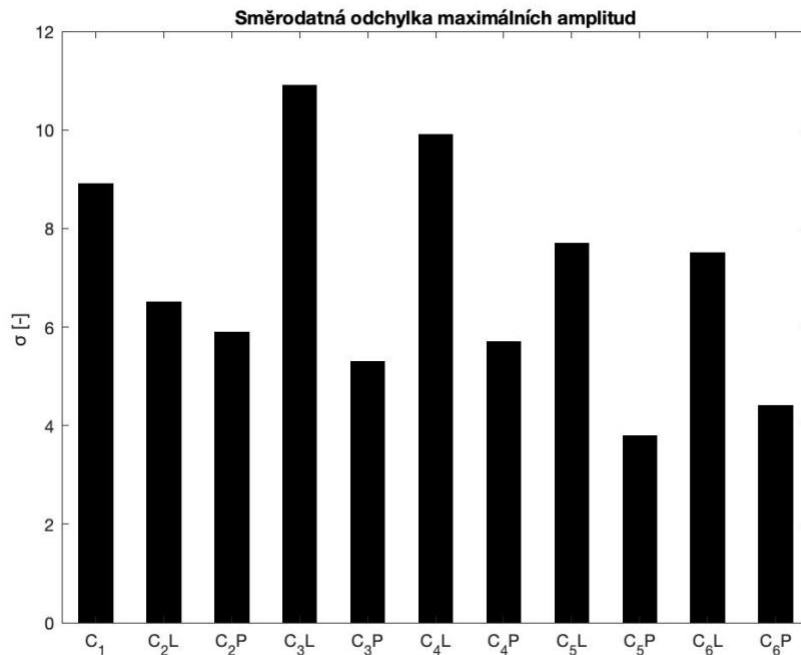
oproti nášlapu na nohu levou pozorovány výsledky přibližně o polovinu nižší, a to v rozpětí 31-40 [-]. Nejnižší hodnota, byla v tomto případě zaznamenána u Proband_8 (Z=19 [-]) a nejvyšší u Proband_1 (Z=43 [-]). Dle porovnání detekce nejvíce zatížených kvadrantů s vizuálním hodnocením je při nášlapu pravou nohou na balanční podložku pozorován rozdíl u Proband_5, kdy byl detekován jako nejvíce zatížený kvadrant 4, ovšem dle vizuálního hodnocení je patrné největší zatížení kvadrantu 2. Stejně tak tomu je u Proband_6, Proband_8 a Proband_10.

Během předposledního cviku proband střídavě zvedal pravou a levou špičku chodidla před sebe. Většina z testovaných měla během provádění tohoto cviku problém se stabilitou a docházelo tak k jejich vychýlení z původní polohy při snaze udržet balanc a nespadnout tak z rehabilitační pomůcky. Někteří z testovaných si při tomto cviku pomáhali propnutím přednožené špičky, čímž docílili stabilnější opory a cvik tak pro ně byl snazší. Velikost amplitudy při přednožení pravé nohy se pohybovala okolo 63-81 [-]. Nejnižší hodnota byla zaznamenána u Proband_6 (Z=58 [-]) a nejvyšší u Proband_2 (Z=83 [-]). Při přednožení levé nohy jsou zaznamenány hodnoty v rozpětí 30–40 [-]. Minimální hodnota amplitudy při tomto cviku je pozorována u Proband_13 (Z=27 [-]) a naopak její maximální hodnota Z=41 [-] u Proband_1. Dle vizuálního porovnání s algoritmem pro detekci nejvíce zatíženého kvadrantu nejsou pozorovány žádné rozdíly.

Jako poslední byl testován cvik se střídavým zvedáním pravého a levého kolene. Při tomto cviku každý z probandů dokázal být stabilní a udržet tak balanc na testované podložce. Proto jsou získané výsledky vizuálně více odpovídající provedenému cviku, oproti cviku předchozímu. Během části cvičení se zvednutým pravým kolenem byly zpozorovány hodnoty amplitud v rozpětí 55-76 [-]. Nejmenší hodnota byla u Proband_4 (Z=53 [-]) a nejvyšší u Proband_3 a Proband_7 (Z=77 [-]). Při zdvihu levého kolene byly pozorovány hodnoty nižší, a to přibližně o polovinu v rozmezí 31-41 [-]. Nejvyšší hodnota byla poté zaznamenána u Proband_2 (Z=42 [-]) a nejnižší u Proband_5 a Proband_13 (Z=28 [-]). Během porovnávání výsledků detekce prostřednictvím algoritmu a vizuálnímu hodnocením u výsledků Proband_1, Proband_12 a Proband_13 při zdvihu pravého kolene nelze jednoznačně vizuálně posoudit správnost detekce nejvíce zatíženého kvadrantu. Stejný problém je pozorován při posuzování výsledku Proband_8 během zvednutí levého kolene.

Během testování se jeden z probandů pokoušel měření provést naboso bez ponožek, ale při tomto přístupu docházelo k nalepení podložky k chodidlu a následný posun podložky na sensorické matici způsobil zkreslení výsledků. Z tohoto důvodu není doporučeno soustavu balanční podložky a sensorické matice používat s holými chodidly.

U jednotlivých výsledků byly porovnávány rozdíly maximální detekované amplitudy (viz příloha H). Z těchto hodnot byl dále vypočten medián, směrodatná odchylka, střední hodnota a rozptyl. Dle prezentovaného sloupcového grafu směrodatných odchylek maximálních amplitud, lze pozorovat nejmenší odlišnost v maximálních amplitudách $\sigma = 3,8334$ [-] u cviku číslo pět při zvednutí levé paty. Naopak největší hodnota rozptylu $\sigma = 10,9013$ [-] byla pozorována v případě provádění třetího cviku v levé (L) části balanční podložky, kdy docházelo k přenášení váha z levé na pravou nohu. Tento rozptyl hodnot maximálních amplitud by mohl být způsoben rozdílnou hmotností probandů.



Obr. 101: Grafické zobrazení směrovaných odchylek maximálních amplitud

Na více uvedeném sloupcovém grafu (Obr. 101) jsou znázorněny velikosti hodnot směrodatné odchylky jednotlivých cviků (C₁₋₆) během cvičení na pravé (P) a levé (L) noze.

Tab. 10: Tabulka statistických parametrů – Cvik 1

| | \bar{x} | σ | \tilde{x} | σ^2 |
|--------|-----------|----------|-------------|------------|
| Cvik 1 | 41,6667 | 8,9016 | 44,0000 | 73,9556 |

Tab. 11: Tabulka statistických parametrů – levá noha (L)

| | \bar{x} | σ | \tilde{x} | σ^2 |
|--------|-----------|----------|-------------|------------|
| Cvik 2 | 48,7333 | 6,5407 | 50,0000 | 39,9289 |
| Cvik 3 | 59,1333 | 10,9013 | 55,0000 | 110,9156 |
| Cvik 4 | 72,0000 | 9,9283 | 70,0000 | 92,0000 |
| Cvik 5 | 71,2667 | 7,6855 | 70,0000 | 55,1289 |
| Cvik 6 | 69,4667 | 7,5392 | 72,0000 | 53,0489 |

Tab. 12: Tabulka statistických parametrů – pravá noha (P)

| | \bar{x} | σ | \tilde{x} | σ^2 |
|--------|-----------|----------|-------------|------------|
| Cvik 2 | 52,7333 | 5,9817 | 53,0000 | 33,3956 |
| Cvik 3 | 39,0000 | 5,2915 | 37,0000 | 26,1333 |
| Cvik 4 | 33,8000 | 5,7470 | 34,0000 | 30,8267 |
| Cvik 5 | 35,1333 | 3,8334 | 36,0000 | 13,7156 |
| Cvik 6 | 34,7333 | 4,3501 | 35,0000 | 17,6622 |

Pro posouzení závislosti hmotnosti na velikosti amplitudy byly vybráni tři probandi s nejvyšší a nejnižší hmotností (Tab. 13). Pro porovnání byly na základě výše zobrazených statistických parametrů zvoleny hodnoty, při kterých se proband dotýkal levou nohou balanční položky.

Tab. 13: Porovnání velikosti amplitudy dle hmotnosti probanda

| Proband [hmotnost] | Proband_2 [92 Kg] | Proband_3 [94 Kg] | Proband_7 [92 Kg] | Proband_4 [58 Kg] | Proband_5 [56 Kg] | Proband_8 [54 Kg] |
|--------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| | Amplituda [-] | Amplituda [-] | Amplituda [-] | Amplituda [-] | Amplituda [-] | Amplituda [-] |
| Cvik 2 | 53 | 57 | 50 | 45 | 39 | 48 |
| Cvik 3 | 73 | 57 | 51 | 67 | 51 | 51 |
| Cvik 4 | 69 | 98 | 81 | 63 | 64 | 58 |
| Cvik 5 | 83 | 80 | 76 | 63 | 63 | 63 |
| Cvik 6 | 72 | 77 | 77 | 77 | 77 | 62 |

Tab. 14: Tabulka statistických parametrů – probandi s nejvyšší hmotností (Proband_2, Proband_3, Proband_7)

| | \bar{x} | σ | \check{x} | σ^2 |
|--------|-----------|----------|-------------|------------|
| Cvik 2 | 53,3333 | 3,5119 | 53,0000 | 8,2222 |
| Cvik 3 | 60,3333 | 11,3725 | 57,0000 | 86,2222 |
| Cvik 4 | 82,6667 | 14,5717 | 81,0000 | 141,5556 |
| Cvik 5 | 79,6667 | 3,5119 | 80,0000 | 8,2222 |
| Cvik 6 | 75,3333 | 2,8868 | 77,0000 | 5,5556 |

Tab. 15: Tabulka statistických parametrů – probandi s nejnižší hmotností (Proband_4, Proband_5, Proband_8)

| | \bar{x} | σ | \check{x} | σ^2 |
|--------|-----------|----------|-------------|------------|
| Cvik 2 | 44,0000 | 4,5826 | 45,0000 | 14,0000 |
| Cvik 3 | 56,3333 | 9,2376 | 51,0000 | 56,8889 |
| Cvik 4 | 61,6667 | 3,2146 | 63,0000 | 6,8889 |
| Cvik 5 | 63,0000 | 0,0000 | 63,0000 | 0,0000 |
| Cvik 6 | 72,0000 | 8,6603 | 77,0000 | 50,0000 |

Během pozorování hodnoty směrodatné odchylky v závislosti na snímané hmotnosti byl největší rozdíl zaznamenán u cviku číslo 4, kde u vybraných probandů s vyšší hmotností byla $\sigma = 14,5717$ [-], naopak probandů s hmotností nižší byla $\sigma = 3,2146$ [-]. Z výše znázorněných tabulek byly dále patrné nižší střední hodnoty u probandů s nejmenší hmotností u všech testovaných cviků. Na základě těchto hodnot lze uvažovat růst amplitudy v důsledku vyšší hmotnosti probanda. Tento růst by mohl být způsoben větším promáčknutím balanční podložky a přiblížením se probanda k sensorické matici. V případě cviků (Cvik 3, Cvik 4 a Cvik 5) lze dále pozorovat menší hodnoty σ , ovšem v případě cviků (Cvik 1 a Cvik 6) byly patrné vyšší hodnoty σ u probandů s menší hmotností. Na základě těchto hodnot nelze jednoznačně vyvodit závislost mezi maximální měřenou amplitudou a hmotností snímané osoby.

9 Diskuze

Diplomová práce se zabývá návrhem sensorického systému pro pěnovou balanční podložku, který bude schopný zaznamenávat pohyb uživatele během cvičení. K realizaci systému bylo zvoleno kapacitní měření vzdálenosti. Ze získaných výsledků při použití balanční podložky AIREX® Elite jsou patrné falešně pozitivní detekce přiblížení zejména při prvním provedeném cviku (viz Obr. 81), který spočívá ve stoji na balanční podložce s rovnoměrně rozloženou váhou mezi obě chodidla. Při porovnání těchto výsledků s užitím balanční podložky Lifefit (viz Obr. 92), jejíž výška byla téměř o ¼ menší než u balanční podložky AIREX®, se můžeme domnívat, že jedním z faktorů ovlivňujících kvalitu výstupních dat by mohla být výška podložky, na které je měření prováděno. Toto tvrzení ovšem nelze jednoznačně stanovit z důvodu rozlišných tuhostí testovaných podložek. Falešná detekce přiblížení by mohla být také způsobena konstrukčním materiálem podložky AIREX®, který by mohl vykazovat vodivost. Toto tvrzení nelze ovšem bez dalšího testování ověřit, jelikož výrobce neuvádí přesné materiálové složení. Další z faktorů by mohl být také povrch balanční podložky AIREX®, který disponuje masážními výstupky pro stimulaci receptorů na plosce nohy. Tento nekonzistentní povrch by mohl výrazně ovlivňovat měřenou kapacitu. Pro posouzení těchto tvrzení by bylo potřebné provést testování většího množství podložek s rozlišnou výškou, tuhostí materiálu, povrchem a také provést testování na větším množství testovaných osob. Pro rozlišovací schopnost obrazových výstupů by bylo dále vhodné otestovat navržený sensorický systém s větším počtem elektrod.

Faktory ovlivňující výstupní hodnoty kapacitního měření by mohly být ovlivněny také okolními podmínkami, kterými jsou zejména vlhkost vzduchu či jeho teplota. Pro stanovení míry ovlivnění měření kapacity těmito faktory by bylo vhodné zapouzdřit celý sensorický systém a izolovat ho tak od okolního prostředí.

V dalším vývoji této práce vedoucímu ke zlepšení kvality detekce přiblížení by mohla být optimalizace prahových hodnot pro vykreslení grafu intenzity. Této optimalizace by mohlo být docíleno například získáním maximálních měřených hodnot zakrytím všech elektrod současně prostřednictvím homogenního vodivého materiálu, kterým může být například kovový plát.

Práce by se mohla déle zabírat hodnocením pohybu například prostřednictvím algoritmů na základě adaptivního prahování, který by detekoval pohyb pouze po překročení stanoveného prahu. Takto vytvořený algoritmus by mohl zamezit detekci v případě velmi malé změny kapacity. Do budoucího rozšíření práce by bylo dále vhodné doplnit cvičení pod dohledem fyzioterapeuta a ověřit tak správnost této detekce.

Z vytvořeného návrhu je v současné chvíli možné stanovit, zda se pacientův stav vlivem cvičení zlepšil či nikoliv. Nelze ovšem přesně definovat procentuální míru zlepšení stavu pacienta od první rehabilitace. Z tohoto hodnocení by bylo dále vhodné stanovit předpokládanou dobu rekonvalescence při současném progresu. Tato práce by mohla mít také přínos pro telemedicínu z hlediska cvičení pacienta v domácím prostředí a jeho vzdáleného monitorování. Do sensorického systému by bylo také velmi zajímavé doplnit umělou inteligencí, která by uživateli poskytovala zpětnou vazbu v podobě pokynů

a návrhů pro správné provádění daných cviků v reálném čase, například prostřednictvím mobilní aplikace. Díky umělé inteligenci, její schopnosti zapamatovat si výchozí hodnoty a známosti ideálních hodnot, by mohl být také možný procentuální výpočet progresu klienta v měřitelných hodnotách např. procentuální zatížení plosky či stanovení cvičení symetrie zatížení plosek při cvičení. To by mohlo zlepšit motivovanost klientů, a tím výrazně přispět k naplnění jejich rehabilitačních cílů. Využití tohoto zařízení by mohlo být také v oblasti rozšířené reality prostřednictvím chytrých brýlí, které by byly schopny zpětnovazebně korigovat klienta v reálném čase, a zároveň zaznamenávat senzomotorickou schopnost reakce pacienta na informaci ohledně symetrie cvičení.

10 Závěr

Diplomová práce se zabývá návrhem a realizací vlastního sensorického řešení pro měření pohybu prováděných na balanční podložce AIREX®. Na základě provedené rešerše práce byla zvolena metoda kapacitního snímání vzdálenosti, kterou lze, na rozdíl od běžně využívaných tlakových senzorů, využívat pro bezkontaktní detekci různých objektů. Teoretická část se dále zabývala technicko-materiálovým pohledem na realizaci tohoto senzoru a jeho možnostmi propojení s elektronikou. K realizaci elektrod byla zvolena elektronická textilie.

Hlavní částí této práce byl návrh sensorického řešení, jenž vycházel z rešerše odborné literatury, na základě, které bylo zvoleno rozložení sensorického pole, optimální tvar jednotlivých snímacích prvků a vzdálenosti mezi nimi. Jako nejlépe vyhovující řešení bylo zvoleno maticové rozložení snímacích prvků čtvercového tvaru. První testovaná sensorická matice obsahovala 20 snímacích prvků obdélníkového tvaru o velikosti 7,6 na 7,8 cm a vzdálenost mezi jednotlivými snímacími prvky byla 2 cm. Ke sběru dat byl pro testování prototypu použit mikrokontroler STM32 Nucleo – L496ZG. Na základě tohoto zapojení byla ověřena funkčnost navrženého sensorického systému, která vedla k vytvoření návrhu elektroniky vhodné pro měření signálů z realizovaného pole snímačů.

Základem elektronického řešení je mikrokontrolér STM32L55ZC, který umožňuje realizovat kapacitní snímače. Dále je zde matice senzorů realizovaných vodivou textilií a software vytvořený v prostředí LabVIEW. MCU STM32L55ZC byl použit jako alternativa vzhledem k dlouhodobé nedostupnosti mikrokontroléru použitého v původně testovaném prototypu. Maticový senzor je během měření umístěn pod pěnovou balanční podložku, aby nedocházelo k omezení její funkčnosti. Pro zobrazení intenzitních map pohybu uživatele na balanční podložky byl vytvořen software v prostředí LabVIEW. Pohyb uživatele na balanční podložce byl hodnocen podle zvolené metody detekce nejvíce zatíženého kvadrantu.

Pro finální testování byly vytvořeny tři prototypy sensorických matic s jednotlivými prvky čtvercového tvaru o stranách délky 4 cm, 5,5 cm a 7 cm. Pozice elektrod byla ve všech třech vytvořených prototypy z důvodu pokrytí co největší oblasti zájmu stejná. Pro další testování byla na základě optimálních výsledků zvolena sensorická matice s elektrodami o straně 7 cm. Před testováním byla stanovena sada šesti cviků. První testování probíhalo v laboratoři složilo k ověření vhodnosti definované sady cviků. Během detekce pohybu při pevně stanovených hodnotách byly pozorovány černé (při detekci nižší hodnoty, než je prahová) a bílé pixely (při překročení prahové hodnoty). Z toho důvodu bylo pro další testování zvoleno automatické nastavování prahové hodnoty.

Testování v reálném prostředí probíhalo v telemetrickém bytě CPIT TL3 v areálu VŠB-TUO. Vytvořený sensorický systém byl testován na patnácti probandech ve věku 19-28 let. Testování probíhalo podle předem definovaného vzoru pro testování (viz 8.5), který obsahuje šest cviků. Z naměřených intenzitních grafů je patrný výrazný pokles amplitud během cvičení na pravé straně balanční podložky, oproti straně levé, která se nacházela blíže k senzoru. Z tohoto důvodu nebylo možné objektivně posoudit správnost provádění cviku při stojí na obou končetinách. Při porovnání výsledků s užitím balanční podložky AIREX® a podložky Lifefit Yoga Mat s výškou 1,5 cm byly pozorovány intenzitní grafy. V případě podložky

Lifefit můžeme pozorovat optimální výsledky i v případě stoje na balanční podložce s rovnoměrně rozloženou váhou na obou chodidlech (8.6.2).

Vytvořený senzorický systém je možné využít pro sledování pohybu na balanční pomůcce. Pro ověření správnosti prováděného pohybu je zde navržen algoritmus detekující nejvíce zatížený kvadrant. V budoucí práci by bylo vhodné doplnění algoritmu pro hodnocení pohybu na základě adaptivního prahování. Jedním z dalších možných vylepšení práce by mohla být kalibrace, pomocí které by bylo možné docílit snímáním podobných hodnot na celém senzorickém poli.

Literatura

- [1] MUCHOVÁ, Marta a Karla TOMÁNKOVÁ. Cvičení na balanční plošině. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-80-247-2948-0.
- [2] KOLÁŘ, Pavel. Rehabilitace v klinické praxi. Druhé vydání. Praha: Galén, 2020. ISBN 978-80-7492-500-9.
- [3] LEVITOVÁ, Andrea a Blanka HOŠKOVÁ. Zdravotně-kompenzační cvičení. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4836-8.
- [4] Three equipment options better than the BOSU for mature clients [online]. FAI EDUCATION [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://functionalaginginstitute.com/three-equipment-options-better-than-the-bosu-for-mature-clients/>
- [5] JEBAVÝ, Radim a Tomáš ZUMR. Posilování s balančními pomůckami. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-80-247-5130-6.
- [6] LEE, DongGeon, HaNa KIM, HyunJi AN et al. Comparison of postural sway depending on balance pad type. Journal of Physical Therapy Science [online]. 2018, 30(2), 252-257 [cit. 2022-01-18]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.30.252
- [7] STANEK, Justin, John MEYER a Rob LYNALL. Single-Limb-Balance Difficulty on 4 Commonly Used Rehabilitation Devices. Journal of Sport Rehabilitation [online]. 2013, 22(4), 288-295 [cit. 2021-11-10]. ISSN 1056-6716. Dostupné z: doi:10.1123/jsr.22.4.288
- [8] RIDDER, R, T WILLEMS, J VANRENTERGHEM a P ROOSEN. Influence of balance surface on ankle stabilizing muscle activity in subjects with chronic ankle instability. Journal of Rehabilitation Medicine [online]. 2015, 47(7), 632-638 [cit. 2022-01-18]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-1970
- [9] Core-Tex vs. BOSU vs. AIREX® vs. Balance Board [online]. Core-Tex [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://coretextfitness.com/blogs/core-tex-blog/core-tex-vs-bosu-vs-AIREX®-vs-balance-board>
- [10] Balance-pad Elite. In: AIREX® [online]. Švýcarsko: AIREX® [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://my-AIREX®.com/products/balance-pad-elite>
- [11] Balance-pad Elite [online]. Švýcarsko: AIREX® [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://my-AIREX®.com/products/balance-pad-elite>
- [12] AIREX® Balance Pad [online]. Quitside, 2003 [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://www.outsidebusinessjournal.com/brands/AIREX®-balance-pad/>
- [13] Technical data sheet AIREX® S34 Balance products EN: BALANCE-TRAINER AND MOLDED PARTS MADE OF SOFT FOAM. Switzerland, 2021.
- [14] MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity. 1. vyd. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-80-7262-695-3.
- [15] DYLEVSKÝ, Ivan. Speciální kineziologie. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.
- [16] PODĚBRADSKÁ, Radana. Komplexní kineziologický rozbor: funkční poruchy pohybového systému. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0874-9.
- [17] AZARPAIKAN, Atefeh a Hamidreza TAHERI TORBATI. Effect of somatosensory and neurofeedback training on balance in older healthy adults: a preliminary investigation. Aging Clinical and

Experimental Research [online]. 2018, 30(7), 745-753 [cit. 2022-01-18]. ISSN 1720-8319. Dostupné z: doi:10.1007/s40520-017-0835-3

- [18] AIREX® My Space, My Time.: AIREX® Balance-pad Elite. Sins, Switzerland.
- [19] ZAMPOGNA, Alessandro, Ilaria MILETI, Eduardo PALERMO et al. Fifteen Years of Wireless Sensors for Balance Assessment in Neurological Disorders. *Sensors* [online]. 2020, 20(11) [cit. 2022-01-18]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s20113247
- [20] YE, Yong, Chiya ZHANG, Chunlong HE, Xi WANG, Jianjun HUANG a Jiahao DENG. A Review on Applications of Capacitive Displacement Sensing for Capacitive Proximity Sensor. *IEEE Access* [online]. 2020, 8, 45325-45342 [cit. 2021-11-10]. ISSN 2169-3536. Dostupné z: doi:10.1109/ACCESS.2020.2977716
- [21] PARK, Jieun, Minho KIM, Insic HONG et al. Foot Plantar Pressure Measurement System Using Highly Sensitive Crack-Based Sensor. *Sensors* [online]. 2019, 19(24) [cit. 2021-11-10]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s19245504
- [22] VILARINHO, Débora, Antreas THEODOSIOU, Cátia LEITÃO et al. POFBG-Embedded Cork Insole for Plantar Pressure Monitoring. *Sensors* [online]. 2017, 17(12), 1-15 [cit. 2021-11-10]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s17122924
- [23] USMAN, Haider, Yu ZHOU, Benjamin METCALFE a Dingguo ZHANG. A Functional Electrical Stimulation System of High-Density Electrodes With Auto-Calibration for Optimal Selectivity. *IEEE Sensors Journal* [online]. 2020, 20(15), 8833-8843 [cit. 2021-11-10]. ISSN 1530-437X. Dostupné z: doi:10.1109/JSEN.2020.2983004
- [24] CRESPO-RUIZ, Beatriz, Antonio J. DEL-AMA, Fernando J. JIMNEZ-DAZ, Jennifer MORGAN, Ana DE LA PEA-GONZLEZ a ngel M. GIL-AGUDO. Physical activity and transcutaneous oxygen pressure in men with spinal cord injury. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2012, 49(6), 1-12 [cit. 2021-11-10]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi:10.1682/JRRD.2011.05.0087
- [25] LI, Erfeng, Xiaoyou LIN, Boon-Chong SEET, Frances JOSEPH a Jono NEVILLE. Low Profile and Low Cost Textile Smart Mat for Step Pressure Sensing and Position Mapping. In: 2019 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) [online]. IEEE, 2019, s. 1-5 [cit. 2021-11-10]. ISBN 978-1-5386-3460-8. Dostupné z: doi:10.1109/I2MTC.2019.8826892
- [26] CHENG, Jingyuan, Mathias SUNDHOLM, Bo ZHOU, Marco HIRSCH a Paul LUKOWICZ. Smart-surface: Large scale textile pressure sensors arrays for activity recognition. *Pervasive and Mobile Computing* [online]. 2016, 30, 97-112 [cit. 2022-03-30]. ISSN 15741192. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmcj.2016.01.007
- [27] AHMAD, Jawad, Henrik ANDERSSON a Johan SIDEN. Screen-Printed Piezoresistive Sensors for Monitoring Pressure Distribution in Wheelchair. *IEEE Sensors Journal* [online]. 2019, 19(6), 2055-2063 [cit. 2021-11-10]. ISSN 1530-437X. Dostupné z: doi:10.1109/JSEN.2018.2885638
- [28] ROSSI, Maurizio, Andrea RIZZI, Leandro LORENZELLI a Davide BRUNELLI. Remote rehabilitation monitoring with an IoT-enabled embedded system for precise progress tracking. In: 2016 IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems (ICECS) [online]. Monte Carlo, Monaco: IEEE, 2016, s. 384-387 [cit. 2021-11-10]. ISBN 978-1-5090-6113-6. Dostupné z: doi:10.1109/ICECS.2016.7841213

- [29] LI, Siming, Ke DONG, Ruiqing LI, Xiayan HUANG, Tianjiao CHEN a Xueliang XIAO. Capacitive pressure sensor inlaid a porous dielectric layer of superelastic polydimethylsiloxane in conductive fabrics for detection of human motions. *Sensors and Actuators A: Physical* [online]. 2020, 312, 1-9 [cit. 2021-11-10]. ISSN 09244247. Dostupné z: doi:10.1016/j.sna.2020.112106
- [30] LOU, Cunguang, Chenyao PANG, Congrui JING et al. Dynamic Balance Measurement and Quantitative Assessment Using Wearable Plantar-Pressure Insoles in a Pose-Sensed Virtual Environment. *Sensors* [online]. 2018, 18(12), 1-15 [cit. 2021-11-10]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s18124193
- [31] ABDELHADY, Mohamed, Antonie J. VAN DEN BOGERT a Dan SIMON. A High-Fidelity Wearable System for Measuring Lower-Limb Kinetics and Kinematics. *IEEE Sensors Journal* [online]. 2019, 19(24), 12482-12493 [cit. 2021-11-10]. ISSN 1530-437X. Dostupné z: doi:10.1109/JSEN.2019.2940517
- [32] VRSKOVA, Roberta a Robert HUDEC. Pressure mapping tool for the correct footprint learning in the home environment. In: 2019 17th International Conference on Emerging eLearning Technologies and Applications (ICETA) [online]. IEEE, 2019, s. 823-828 [cit. 2021-11-10]. ISBN 978-1-7281-4967-7. Dostupné z: doi:10.1109/ICETA48886.2019.9040015
- [33] NIZAMI, Shermeen, Madison COHEN-MCFARLANE, James R. GREEN a Rafik GOUBRAN. Comparing metrological properties of pressure-sensitive mats for continuous patient monitoring. In: 2017 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS) [online]. IEEE, 2017, s. 1-6 [cit. 2021-11-10]. ISBN 978-1-5090-3202-0. Dostupné z: doi:10.1109/SAS.2017.7894054
- [34] LIU, Haoyan, Enrique SANCHEZ, James PARKERSON a Alexander NELSON. Gesture Classification with Low-Cost Capacitive Sensor Array for Upper Extremity Rehabilitation. In: 2019 IEEE SENSORS [online]. IEEE, 2019, s. 1-4 [cit. 2022-03-30]. ISBN 978-1-7281-1634-1. Dostupné z: doi:10.1109/SENSORS43011.2019.8956862
- [35] DE TINGUY, Xavier, Claudio PACCHIEROTTI, Anatole LECUYER a Maud MARCHAL. Capacitive Sensing for Improving Contact Rendering With Tangible Objects in VR. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* [online]. 2021, 27(4), 2481-2487 [cit. 2021-11-10]. ISSN 1077-2626. Dostupné z: doi:10.1109/TVCG.2020.3047689
- [36] TRAN, Anh Vang, Xianmin ZHANG a Benliang ZHU. The Development of a New Piezoresistive Pressure Sensor for Low Pressures. *IEEE Transactions on Industrial Electronics* [online]. 2018, 65(8), 6487-6496 [cit. 2021-11-10]. ISSN 0278-0046. Dostupné z: doi:10.1109/TIE.2017.2784341
- [37] LIU, Haoyan, James P. PARKERSON a Alexander NELSON. Connected capacitive sensor array for upper-extremity motor rehabilitation. In: Proceedings of the 2018 IEEE/ACM International Conference on Connected Health: Applications, Systems and Engineering Technologies [online]. New York, NY, USA: ACM, 2018, s. 17-18 [cit. 2022-03-30]. ISBN 9781450359580. Dostupné z: doi:10.1145/3278576.3278584
- [38] CHENG, Jingyuan, Mathias SUNDHOLM, Bo ZHOU, Marco HIRSCH a Paul LUKOWICZ. Smart-surface: Large scale textile pressure sensors arrays for activity recognition. *Pervasive and Mobile Computing* [online]. 2016, 30, 97-112 [cit. 2021-11-10]. ISSN 15741192. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmcj.2016.01.007

- [39] LUI, Jordan, Andrea FERRONE, Zhi Yih LIM, Lorenzo COLACE a Carlo MENON. A Novel Wearable for Rehabilitation Using Infrared Sensors: A Preliminary Investigation. ROJAS, Ignacio a Francisco ORTUÑO, ed. *Bioinformatics and Biomedical Engineering* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2017, s. 573-583 [cit. 2022-03-30]. Lecture Notes in Computer Science. ISBN 978-3-319-56153-0. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-56154-7_51
- [40] PETSARB, K., C. APAIWONG, C. PHAIROH, R. RATTANAKAJORNSAK a Y. KAJORNPREDANON. Low cost and customized plantar pressure analyzer for foot pressure image in rehabilitation foot clinic. In: *The 5th 2012 Biomedical Engineering International Conference* [online]. IEEE, 2012, s. 1-4 [cit. 2021-11-10]. ISBN 978-1-4673-4892-8. Dostupné z: doi:10.1109/BMEiCon.2012.6465452
- [41] HU, Xinyao, Fei SHEN, Dongsheng PENG, Chuang LUO, Shaorong MO a Xingda QU. A Portable Insole for Foot Plantar Pressure Measurement Based on A Pressure Sensitive Etextile and Voltage Feedback Method. In: *2018 IEEE 23rd International Conference on Digital Signal Processing (DSP)* [online]. IEEE, 2018, s. 1-5 [cit. 2022-03-30]. ISBN 978-1-5386-6811-5. Dostupné z: doi:10.1109/ICDSP.2018.8631870
- [42] LIU, Haoyan, James P. PARKERSON a Alexander NELSON. Connected capacitive sensor array for upper-extremity motor rehabilitation. In: *Proceedings of the 2018 IEEE/ACM International Conference on Connected Health: Applications, Systems and Engineering Technologies* [online]. New York, NY, USA: ACM, 2018, s. 17-18 [cit. 2021-11-10]. ISBN 9781450359580. Dostupné z: doi:10.1145/3278576.3278584
- [43] PETSARB, K., C. APAIWONG, C. PHAIROH, R. RATTANAKAJORNSAK a Y. KAJORNPREDANON. Low cost and customized plantar pressure analyzer for foot pressure image in rehabilitation foot clinic. In: *The 5th 2012 Biomedical Engineering International Conference* [online]. IEEE, 2012, s. 1-4 [cit. 2022-03-30]. ISBN 978-1-4673-4892-8. Dostupné z: doi:10.1109/BMEiCon.2012.6465452
- [44] METI, S, K.B. BALAVALD a B.G. SHEEPARMATTI. MEMS Piezoresistive Pressure Sensor: A Survey. *Journal of Engineering Research and Applications*, 2016. ISBN 2248-962223.
- [45] SHAOFENG, Guo, Mao JIANLIN a Wang XIAODONG. Reconstruction of Resistance Strain Sensor Experiment Platform Based on NI-WSN. In: *2013 Fourth International Conference on Digital Manufacturing & Automation* [online]. IEEE, 2013, s. 975-978 [cit. 2022-03-30]. ISBN 978-0-7695-5016-9. Dostupné z: doi:10.1109/ICDMA.2013.228
- [46] ZHAO, Yinming, Yang LIU, Yongqian LI a Qun HAO. Development and Application of Resistance Strain Force Sensors. *Sensors* [online]. 2020, 20(20) [cit. 2022-03-30]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s20205826
- [47] MAGNUSSON, Charlotte, Steinunn ÓLAFSDÓTTIR, Héctor CALTENCO, Kirsten RASSMUS-GRÖHN, Thóra HAFSTEINSDOTTIR, Helga JÓNSDÓTTIR, Ingibjörg HJALTADÓTTIR a Bitte RYDEMAN. Interactive Balance and Walking Training for Stroke Survivors. In: *Proceedings of the 13th EAI International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare - Demos and Posters* [online]. EAI, 2019, s. - [cit. 2021-11-10]. ISBN 978-1-63190-184-3. Dostupné z: doi:10.4108/eai.20-5-2019.2283329
- [48] LIU, Jing, Yuan-Ting ZHANG, Xiao-Rong DING, Wen-Xuan DAI a Ni ZHAO. A preliminary study on multi-wavelength PPG based pulse transit time detection for cuffless blood pressure measurement.

In: 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) [online]. IEEE, 2016, s. 615-618 [cit. 2021-11-10]. ISBN 978-1-4577-0220-4. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2016.7590777

- [49] TIROSH, Oren, Rezaul BEGG, Elyse PASSMORE a Nili KNOPP-STEINBERG. Wearable textile sensor sock for gait analysis. In: 2013 Seventh International Conference on Sensing Technology (ICST) [online]. IEEE, 2013, s. 618-622 [cit. 2021-11-10]. ISBN 978-1-4673-5222-2. Dostupné z: doi:10.1109/ICSensT.2013.6727727
- [50] LIN, Xiaoyou a Boon-Chong SEET. Battery-Free Smart Sock for Abnormal Relative Plantar Pressure Monitoring. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems [online]. 2017, 11(2), 464-473 [cit. 2021-11-10]. ISSN 1932-4545. Dostupné z: doi:10.1109/TBCAS.2016.2615603
- [51] PARZER, Patrick, Kathrin PROBST, Teo BABIC, Christian RENDL, Anita VOGL, Alex OLWAL a Michael HALLER. FlexTiles. In: Proceedings of the 2016 CHI Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems [online]. New York, NY, USA: ACM, 2016, s. 3754-3757 [cit. 2021-11-10]. ISBN 9781450340823. Dostupné z: doi:10.1145/2851581.2890253
- [52] NIZAMI, Shermeen, Madison COHEN-MCFARLANE, James R. GREEN a Rafik GOUBRAN. Comparing metrological properties of pressure-sensitive mats for continuous patient monitoring. In: 2017 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS) [online]. IEEE, 2017, s. 1-6 [cit. 2021-11-10]. ISBN 978-1-5090-3202-0. Dostupné z: doi:10.1109/SAS.2017.7894054
- [53] LI, Erfeng, Xiaoyou LIN, Boon-Chong SEET, Frances JOSEPH a Jono NEVILLE. Low Profile and Low Cost Textile Smart Mat for Step Pressure Sensing and Position Mapping. In: 2019 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) [online]. IEEE, 2019, s. 1-5 [cit. 2022-03-30]. ISBN 978-1-5386-3460-8. Dostupné z: doi:10.1109/I2MTC.2019.8826892
- [54] PARK, Jieun, Minho KIM, Insic HONG et al. Foot Plantar Pressure Measurement System Using Highly Sensitive Crack-Based Sensor. Sensors [online]. 2019, 19(24) [cit. 2022-03-30]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s19245504
- [55] CHENG, Jingyuan, Mathias SUNDHOLM, Bo ZHOU, Marco HIRSCH a Paul LUKOWICZ. Smart-surface: Large scale textile pressure sensors arrays for activity recognition. Pervasive and Mobile Computing [online]. 2016, 30, 97-112 [cit. 2021-12-04]. ISSN 15741192. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmcj.2016.01.007
- [56] VRŠKOVA, Roberta a Robert HUDEC. Pressure mapping tool for the correct footprint learning in the home environment. In: 2019 17th International Conference on Emerging eLearning Technologies and Applications (ICETA) [online]. IEEE, 2019, s. 823-828 [cit. 2022-03-30]. ISBN 978-1-7281-4967-7. Dostupné z: doi:10.1109/ICETA48886.2019.9040015
- [57] AHMAD, Jawad, Henrik ANDERSSON a Johan SIDEN. Screen-Printed Piezoresistive Sensors for Monitoring Pressure Distribution in Wheelchair. IEEE Sensors Journal [online]. 2019, 19(6), 2055-2063 [cit. 2021-12-04]. ISSN 1530-437X. Dostupné z: doi:10.1109/JSEN.2018.2885638
- [58] ROSSI, Maurizio, Andrea RIZZI, Leandro LORENZELLI a Davide BRUNELLI. Remote rehabilitation monitoring with an IoT-enabled embedded system for precise progress tracking. In: 2016 IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems (ICECS) [online]. IEEE, 2016, s. 384-387 [cit. 2021-11-10]. ISBN 978-1-5090-6113-6. Dostupné z: doi:10.1109/ICECS.2016.7841213

- [59] Boditrak: BODITRAK2 BALANCE SYSTEM FOR REHAB [online]. Winnipeg: Vista Medical, 2018 [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://www.boditrak.com/products/medical/balance.php>
- [60] Introducing BodiTrak Pressure mat sensors. In: Wireless BodiTrak [online]. [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://flightscope.com/wp-content/uploads/2014/02/Boditrak-Tour-Clear.png>
- [61] BALANCE PLATE [online]. USA: Swing Catalyst [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: <https://swingcatalyst.com/products/balance-plate/>
- [62] Swing Catalyst appoints exclusive UK-based distributor. In: The golf paper [online]. Swing Catalyst, 2015 [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: <https://www.thegolfpaper.co.uk/latest-releases/329/swing-catalyst-appoints-exclusive-uk-based-distributor/>
- [63] XSENSOR [online]. Calgary: Xsensor [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://www.xsensor.com/solutions-and-platform/human-performance/gait-motion-insoles>
- [64] Gait & Motion Research Insoles. In: XSENSOR [online]. XSENSOR [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: https://assets.website-files.com/5fe1acce0f5ba6862b08c95b/602bdd3bc77fbc2b6574388e_insoles.png
- [65] Bobo: Balance Better [online]. Bobo, 2016 [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://bobo-balance.com>
- [66] BoboPro+. In: Bobo [online]. Bobo [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: https://images.squarespace-cdn.com/content/v1/57bda223be6594f45dfe76f6/1612193756006-510NZOURBZ7SS7LNFUYL/Bobo_ProPlus_WEB_MALBEN.png?format=750w
- [67] MFT: MFT BALANCE SENSOR CUSHION [online]. Kirchberg: MFT [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://www.mft-bodyteamwork.com/en/products/mft-balance-sensor-cushion/>
- [68] YogiFi [online]. Cumming: YogiFi [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://yogifi.fit/yogifi-brochure/?v=400b9db48e62>
- [69] YogiFi smart yoga mat. WiFi, Bluetooth. In: IoT-store [online]. Toronto: YogiFi [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: https://cdn.shopify.com/s/files/1/0050/2484/1774/products/YogiFi-Mat-Gray-Mat-1_940x.png?v=1623030612
- [70] VAHA Smart Mirror [online]. Grevenbroich: VAHA [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://plusaward.de/en/portfolio/vaha-smart-mirror/>
- [71] VAHA - the interactive home mirror that delivers fully personalised, immersive sessions for body and mind. [online]. VAHA [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://uk.vaha.com/>
- [72] VAHA Smart Mirror. In: Plusaward [online]. Grevenbroich: VAHA [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: https://plusaward.de/wp-content/uploads/2021/02/vaha_smart_mirror.jpg
- [73] PODIUM [online]. BTS Bioengineering [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: <https://www.btsbioengineering.com/products/podium/>
- [74] PODIUM. In: BTS Bioengineering [online]. USA: BTS Bioengineering [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: <https://www.btsbioengineering.com/products/podium/>
- [75] INFINIT [online]. USA: BTS Bioengineering Corp. [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: <https://www.btsbioengineering.com/products/infini-t-force-platform/>
- [76] INFINIT. In: BTS Bioengineering [online]. USA: BTS Bioengineering Corp. [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: <https://www.btsbioengineering.com/wp-content/uploads/2016/08/bts-infini-t-surface.jpg>

- [77] What are capacitive proximity sensors? [online]. Miles Budimir, 2019 [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: <https://www.motioncontroltips.com/what-are-capacitive-proximity-sensors/>
- [78] Our hardware uses Capacitive Sensing. What is it? [online]. Bare Conductive, 2021 [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: <https://www.bareconductive.com/blogs/blog/the-touch-board-uses-capacitive-sensing-what-is-it>
- [79] Capacitor. In: Our hardware uses Capacitive Sensing. What is it? [online]. Bare Conductive, 2021 [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: <https://cdn.shopify.com/s/files/1/0520/3669/8292/files/Capacitor.jpg?v=1613663056>
- [80] Capacitive Sensing Basics [online]. USA: Texas Instruments [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: https://software-dl.ti.com/msp430/msp430_public_sw/mcu/msp430/CapTIvate_Design_Center/1_83_00_08/exports/docs/users_guide/html/CapTIvate_Technology_Guide_html/markdown/ch_basics.html#capacitive-sensing-basics
- [81] ELSAYES, Ahmed, Anastasia KOIVIKKO a Veikko SARIOLA. Tactile Electronic Skin Based on Conductive Fabric for Robotic Hand Applications. In: 2019 IEEE SENSORS [online]. IEEE, 2019, s. 1-4 [cit. 2022-01-18]. ISBN 978-1-7281-1634-1. Dostupné z: doi:10.1109/SENSORS43011.2019.8956811
- [82] SINGH, Gurashish, Alexander NELSON, Ryan ROBUCCI, Chintan PATEL a Nilanjan BANERJEE. Invis: Low-power personalized gesture recognition using wearable textile capacitive sensor arrays. In: 2015 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications (PerCom) [online]. IEEE, 2015, s. 198-206 [cit. 2021-11-11]. ISBN 978-1-4799-8033-8. Dostupné z: doi:10.1109/PERCOM.2015.7146529
- [83] Self capacitance. In: Our hardware uses Capacitive Sensing. What is it? [online]. Bare Conductive, 2021 [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: https://cdn.shopify.com/s/files/1/0520/3669/8292/files/Self_capacitance.jpg?v=1613663223
- [84] Design with surface sensors for touch sensing applications on MCUs: Capacitive sensing technology. In: STMicroelectronics [online]. Plan-les-Ouates, Geneva, Switzerland: STMicroelectronics, 2021, s. 32 [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: https://www.st.com/resource/en/application_note/dm00087990-design-with-surface-sensors-for-touch-sensing-applications-on-mcus-stmicroelectronics.pdf
- [85] PONRAJ, Godwin a Hongliang REN. Estimation of Object Orientation Using Conductive Ink and Fabric Based Multilayered Tactile Sensor. In: 2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) [online]. IEEE, 2018, s. 4135-4141 [cit. 2022-01-18]. ISBN 978-1-5386-3081-5. Dostupné z: doi:10.1109/ICRA.2018.8461031
- [86] Manual capacitance. In: Our hardware uses Capacitive Sensing. What is it? [online]. Bare conductive, 2021 [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: https://cdn.shopify.com/s/files/1/0520/3669/8292/files/Mutual_Capacitance.jpg?v=1613663258
- [87] All about Proximity Sensors: Which type to use? [online]. Seedstudio, 2020 [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: <https://www.seedstudio.com/blog/2019/12/19/all-about-proximity-sensors-which-type-to-use/>

- [88] Capacitive proximity sensor | Diagram , Advantages , Disadvantages [online]. Learn Mechanical Engineering [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: <https://learnmech.com/capacitive-proximity-sensor-diagram-advantages-disadvantages/>
- [89] Capacitive sensing for advanced user interfaces [online]. Embedded Staff, 2012 [cit. 2022-03-11]. Dostupné z: <https://www.embedded.com/capacitive-sensing-for-advanced-user-interfaces/>
- [90] WANG, Jilong, Chunhong LU a Kun ZHANG. Textile-Based Strain Sensor for Human Motion Detection. ENERGY & ENVIRONMENTAL MATERIALS [online]. 2020, 3(1), 80-100 [cit. 2022-03-14]. ISSN 2575-0356. Dostupné z: doi:10.1002/eem2.12041
- [91] KUBICEK, Jan, Klara FIEDOROVA, Dominik VILIMEK, Martin CERNY, Marek PENHAKER, Miroslav JANURA a Jiri ROSICKY. Recent Trends, Construction, and Applications of Smart Textiles and Clothing for Monitoring of Health Activity: A Comprehensive Multidisciplinary Review. IEEE Reviews in Biomedical Engineering [online]. 2022, 15, 36-60 [cit. 2022-03-14]. ISSN 1937-3333. Dostupné z: doi:10.1109/RBME.2020.3043623
- [92] HAO, Wenxuan, Jin GUO, Chenglong WANG, Shuxin WANG a Chaoyang SHI. A Novel Capacitive-Based Flexible Pressure Sensor Based on Stretchable Composite Electrodes and a Dielectric Elastomer With Microstructures. IEEE Access [online]. 2020, 8, 142810-142818 [cit. 2022-03-14]. ISSN 2169-3536. Dostupné z: doi:10.1109/ACCESS.2020.3013797
- [93] XIA, Junfei, Shirin KHALILAZAR, Mahiar Max HAMEDI a Sameer SOUKUSALE. Thread-based wearable devices. In: MRS Bulletin [online]. MRS Bulletin, 2021, s. 502–511 [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1557/s43577-021-00116-1>
- [94] E-Textiles. AccessScience [online]. 2015 [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: doi:10.1036/1097-8542.BR1006151
- [95] KOMOLAFE, Abiodun, Bahareh ZAGHARI, Russel TORAH et al. E-Textile Technology Review—From Materials to Application. IEEE Access [online]. 2021, 9, 97152-97179 [cit. 2022-03-14]. ISSN 2169-3536. Dostupné z: doi:10.1109/ACCESS.2021.3094303
- [96] PAŠKOVÁ, Michaela. Inteligentní textilie [online]. Plzeň, 2013 [cit. 2022-01-18]. Dostupné z: <https://otik.uk.zcu.cz/bitstream/11025/10464/1/Michaela%20Paskova%20%20Bakalarska%20prace.pdf>. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Ing. Karel Hromádka.
- [97] DAYUAN, Jin, Xie XIN a Wan YUN. Research on Large Area Soldering Process for Microwave RF Module Based on DOE Method. In: 2018 19th International Conference on Electronic Packaging Technology (ICEPT) [online]. IEEE, 2018, s. 1-4 [cit. 2022-01-18]. ISBN 978-1-5386-6386-8. Dostupné z: doi:10.1109/ICEPT.2018.8480805
- [98] BARTO, Seba a Pavel MACH. Nonlinear distortion of C/V characteristic — Useful tool for diagnostics of electrically conductive adhesives: Theoretical background, measuring equipment, selected applications. In: 2016 Conference on Diagnostics in Electrical Engineering (Diagnostics) [online]. IEEE, 2016, s. 1-4 [cit. 2022-01-18]. ISBN 978-1-5090-6178-5. Dostupné z: doi:10.1109/DIAGNOSTIKA.2016.7736501
- [99] SAKANIWA, Yoshiaki, Yasunori TADA a Masahiro INOUE. Effect of chemical factors on the evolution of electrical conductivity during curing in Ag-loaded conductive adhesives composed of an epoxy-

- based binder — A new understanding of electrically conductive adhesives. In: 2014 International Conference on Electronics Packaging (ICEP) [online]. IEEE, 2014, s. 176-180 [cit. 2022-01-18]. ISBN 978-4-904090-11-4. Dostupné z: doi:10.1109/ICEP.2014.6826684
- [100] JUNG, Seung-Yoon, Hye HONG a Kyung-Wook PAIK. A Study on the Cu-Rod Anisotropic Conductive Films (ACFs) for Flex-on-Fabric (FOF) Interconnections Using an Ultrasonic Bonding Method. In: 2016 IEEE 66th Electronic Components and Technology Conference (ECTC) [online]. IEEE, 2016, s. 2245-2250 [cit. 2022-01-18]. ISBN 978-1-5090-1204-6. Dostupné z: doi:10.1109/ECTC.2016.50
- [101] JUNG, Seung-Yoon a Kyung-Wook PAIK. A Study on the Dynamic Bending Reliability of Chip-in-Fabrics(CIF) Packages Using Anisotropic Conductive Films (Acfs) Materials For Flexible Electronic Applications. In: 2020 Pan Pacific Microelectronics Symposium (Pan Pacific) [online]. IEEE, 2020, s. 1-5 [cit. 2022-01-18]. ISBN 978-1-944543-14-3. Dostupné z: doi:10.23919/PanPacific48324.2020.9059461
- [102] SOFRONOVA, Daniela a Radostina ANGELOVA. Embedding Sensors by E-embroidery: Practical Steps for Smart Textiles Production. In: 2021 6th International Symposium on Environment-Friendly Energies and Applications (EFEA) [online]. IEEE, 2021, s. 1-5 [cit. 2022-01-18]. ISBN 978-1-7281-7011-4. Dostupné z: doi:10.1109/EFEA49713.2021.9406219
- [103] CHANG, Chin-Wei, Patrick RIEHL a Jenshan LIN. Embroidered Textile Coils for Wireless Charging of Smart Garments. In: 2021 IEEE Wireless Power Transfer Conference (WPTC) [online]. IEEE, 2021, s. 1-4 [cit. 2022-01-18]. ISBN 978-1-7281-9633-6. Dostupné z: doi:10.1109/WPTC51349.2021.9458167
- [104] ANKHILI, Amale, Shahood ZAMAN, Xuyuan TAO, Cedric COCHRANE, Vladan KONCAR a David COULON. How to Connect Conductive Flexible Textile Tracks to Skin Electrocardiography Electrodes and Protect Them Against Washing. IEEE Sensors Journal [online]. 2019, 19(24), 11995-12002 [cit. 2022-01-18]. ISSN 1530-437X. Dostupné z: doi:10.1109/JSEN.2019.2938333
- [105] WATTAL, Shashank, Scott SPEAR, Masudul IMTIAZ a Edward SAZONOV. A polypyrrole-coated textile electrode and connector for wearable ECG monitoring. In: 2018 IEEE 15th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN) [online]. IEEE, 2018, s. 54-57 [cit. 2022-01-18]. ISBN 978-1-5386-1109-8. Dostupné z: doi:10.1109/BSN.2018.8329657
- [106] XU, Ju, Kafil RAZEED, Suresh SITARAMAN a Alan MATHEWSON. The fabrication of ultra long metal nanowire bumps and their application as interconnects. In: 2012 12th IEEE International Conference on Nanotechnology (IEEE-NANO) [online]. IEEE, 2012, s. 1-6 [cit. 2022-01-18]. ISBN 978-1-4673-2200-3. Dostupné z: doi:10.1109/NANO.2012.6321955
- [107] ROH, Jung-Sim. Conductive Yarn Embroidered Circuits for System on Textiles. ORTIZ, Jesús Hamilton, ed., Jesús ORTIZ. Wearable Technologies [online]. InTech, 2018 [cit. 2021-11-11]. ISBN 978-1-78984-003-2. Dostupné z: doi:10.5772/intechopen.76627
- [108] MEYER, Jan, Paul LUKOWICZ a Gerhard TROSTER. Textile Pressure Sensor for Muscle Activity and Motion Detection. In: 2006 10th IEEE International Symposium on Wearable Computers [online]. IEEE, 2006, s. 69-72 [cit. 2021-11-11]. ISBN 1-4244-0597-1. ISSN 1550-4816. Dostupné z: doi:10.1109/ISWC.2006.286346

- [109] VU, Chi a Jooyong KIM. Highly elastic capacitive pressure sensor based on smart textiles for full-range human motion monitoring. *Sensors and Actuators A: Physical* [online]. 2020, 314 [cit. 2021-11-11]. ISSN 09244247. Dostupné z: doi:10.1016/j.sna.2020.112029
- [110] WU, Te-Yen, Lu TAN, Yuji ZHANG, Teddy SEYED a Xing-Dong YANG. Capacitivo. In: *Proceedings of the 33rd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology* [online]. New York, NY, USA: ACM, 2020, s. 649-661 [cit. 2021-11-11]. ISBN 9781450375146. Dostupné z: doi:10.1145/3379337.3415829
- [111] VU, Chi a Jooyong KIM. Simultaneous Sensing of Touch and Pressure by Using Highly Elastic e-Fabrics. *Applied Sciences* [online]. 2020, 10(3) [cit. 2021-11-11]. ISSN 2076-3417. Dostupné z: doi:10.3390/app10030989
- [112] WEI, Yang, Russel TORAH, Yi LI a John TUDOR. Dispenser printed capacitive proximity sensor on fabric for applications in the creative industries. *Sensors and Actuators A: Physical* [online]. 2016, 247, 239-246 [cit. 2021-11-11]. ISSN 09244247. Dostupné z: doi:10.1016/j.sna.2016.06.005
- [113] FERRI, Josue, Jose LIDÓN-ROGER, Jorge MORENO, Gabriel MARTINEZ a Eduardo GARCIA-BREIJO. A Wearable Textile 2D Touchpad Sensor Based on Screen-Printing Technology. *Materials* [online]. 2017, 10(12) [cit. 2021-11-11]. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma10121450
- [114] Capacitive Touch Sensing Grid © GPL3+ [online]. Arduino [cit. 2021-11-11]. Dostupné z: <https://create.arduino.cc/projecthub/gatoninja236/capacitive-touch-sensing-grid-f98144>
- [115] Our hardware uses Capacitive Sensing. What is it? [online]. Bare Conductive [cit. 2021-11-11]. Dostupné z: <https://www.bareconductive.com/blogs/blog/the-touch-board-uses-capacitive-sensing-what-is-it>
- [116] WU, Te-Yen, Lu TAN, Yuji ZHANG, Teddy SEYED a Xing-Dong YANG. Capacitivo: Contact-Based Object Recognition on Interactive Fabrics using Capacitive Sensing. In: *Proceedings of the 33rd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology* [online]. New York, NY, USA: ACM, 2020, s. 649-661 [cit. 2021-11-11]. ISBN 9781450375146. Dostupné z: doi:10.1145/3379337.3415829
- [117] Transparent capacitive touch sensor flexes, stretches and detects 3D shapes [online]. Lasne - Belgium: ee News EUROPE [cit. 2021-11-11]. Dostupné z: <https://www.eenewseurope.com/news/transparent-capacitive-touch-sensor-flexes-stretches-and-detects-3d-shapes>
- [118] ATALAY, Asli, Vanessa SANCHEZ, Ozgur ATALAY, Daniel VOGT, Florian HAUFÉ, Robert WOOD a Conor WALSH. Batch Fabrication of Customizable Silicone-Textile Composite Capacitive Strain Sensors for Human Motion Tracking. *Advanced Materials Technologies* [online]. 2017, 2(9) [cit. 2021-11-11]. ISSN 2365-709X. Dostupné z: doi:10.1002/admt.201700136
- [119] Cool components: Bare Conductive Printed Sensors - 3 x A5 [online]. United Kingdom: Cool Components, 2004 [cit. 2021-11-11]. Dostupné z: <https://coolcomponents.co.uk/products/bare-conductive-printed-sensors-3-x-a5>
- [120] STM32 32-bit Arm Cortex MCUs. STMicroelectronics [online]. [cit. 2022-03-30]. Dostupné z: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32-32-bit-arm-cortex-mcus.html>
- [121] UM2179 User manual: STM32 Nucleo-144 boards (MB1312). In: STMicroelectronics [online]. STMicroelectronics, 2019 [cit. 2022-03-30]. Dostupné z:

https://www.st.com/resource/en/user_manual/um2179-stm32-nucleo144-boards-mb1312-stmicroelectronics.pdf

- [122] STM32L4 – TSC: Touch Sensing Controller. In: STMicroelectronics [online]. STMicroelectronics [cit. 2022-03-30]. Dostupné z: https://www.st.com/content/ccc/resource/training/technical/product_training/6b/ea/47/06/18/83/43/67/STM32L4_Peripheral_Touchsense.pdf/files/STM32L4_Peripheral_Touchsense.pdf/jcr:content/translations/en.STM32L4_Peripheral_Touchsense.pdf
- [123] STMicroelectronics NUCLEO-L496ZG STM32 Nucleo-144 Boards. In: Mouser Electronics [online]. [cit. 2022-03-30]. Dostupné z: <https://cz.mouser.com/new/stmicroelectronics/stm32-nucleo-144-boards/>
- [124] STM32L496ZG: Ultra-low-power with FPU Arm Cortex-M4 MCU 80 MHz with 1 Mbyte of Flash memory, USB OTG, LCD, DFSDM [online]. Plan-les-Ouates, Geneva, Switzerland: STMicroelectronics [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32l496zg.html>
- [125] STM32L552ZC: Ultra-low-power with FPU Arm Cortex-M33 with Trust Zone, MCU 110 MHz with 256 kbytes of Flash memory [online]. Plan-les-Ouates, Geneva, Switzerland: STMicroelectronics [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32l552zc.html>
- [126] 1734510-1 [online]. MOUSER ELECTRONIC, Mansfield, Texas, USA [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: https://cz.mouser.com/ProductDetail/TE-Connectivity/1734510-1?q_s=kTKVN3NWB5H1XV30AnRhiA%3D%3D
- [127] MIC5365-3.3YC5-TR: LDO Voltage Regulators Ultra Small Single 150mA LDO [online]. Mansfield, Texas, USA: Mouser Electronics [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: https://cz.mouser.com/ProductDetail/Microchip-Technology/MIC5365-3.3YC5-TR?q_s=U6T8BxXiZAXvj%252BPZ%252B301w%3D%3D
- [128] MIC5365/6: High-Performance Single 150mA LDO [online]. San Jose: MICREL, 2013 [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: <https://cz.mouser.com/datasheet/2/268/mic5365-1082359.pdf>
- [129] USBXpress™ Family CP2102N Data Sheet [online]. Austin, USA: SILICON LABS [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: https://cz.mouser.com/datasheet/2/368/cp2102n_datasheet-1634912.pdf
- [130] FL3200022 [online]. Thief River Falls, Minnesota, United States: Digi-Key Electronics [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: <https://www.digikey.cz/en/products/detail/diodes-incorporated/FL3200022/6043873>
- [131] CUI Devices [online]. Mansfield, Texas, USA: Mouser electronic, 2021 [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: <https://cz.mouser.com/datasheet/2/670/ts07-2586207.pdf>
- [132] STM32CubeProgrammer software for all STM32 [online]. STMicroelectronics [cit. 2022-03-30]. Dostupné z: <https://www.st.com/en/development-tools/stm32cubeprog.html>
- [133] MACKOVÁ, Veronika. Modul měření elektrokardiografie pro prezentační účely [online]. Ostrava, 2020 [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/142092/MAC0461_FEI_B2649_3901R039_2020.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Bakalářská práce. VŠB-TUO.

- [134] VISA Read Function [online]. Austin, Texas, U.S.: National Instruments [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: https://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361R-01/lvinstio/visa_read/
- [135] TÁBORA, Vincent. Bicubic Interpolation Techniques For Digital Imaging. Medium [online]. Medium, 2020 [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: <https://medium.com/hd-pro/bicubic-interpolation-techniques-for-digital-imaging-7c6d86dc35dc>
- [136] DENGWEN, Zhou. An edge-directed bicubic interpolation algorithm. In: 2010 3rd International Congress on Image and Signal Processing [online]. IEEE, 2010, s. 1186-1189 [cit. 2022-03-11]. ISBN 978-1-4244-6513-2. Dostupné z: doi:10.1109/CISP.2010.5647190
- [137] SEKAR, K., V. DURAISAMY a A. M. REMIMOL. An approach of image scaling using DWT and bicubic interpolation. In: 2014 International Conference on Green Computing Communication and Electrical Engineering (ICGCCEE) [online]. IEEE, 2014, s. 1-5 [cit. 2022-03-11]. ISBN 978-1-4799-4982-3. Dostupné z: doi:10.1109/ICGCCEE.2014.6922406
- [138] RUKUNDO, Olivier a Hanqiang CAO. Nearest Neighbor Value Interpolation. In: (IJACSA) International Journal of Advanced Computer Science and Applications [online]. IJACSA, 2012, s. 1-6 [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.48550/arXiv.1211.1768>
- [139] KUBÍČEK, Jan. *[přednáška] Lékařské zobrazovací systémy II: Jasové a geometrické transformace*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2021.
- [140] Bilinear interpolation. X-engineer [online]. X-engineer [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: <https://x-engineer.org/bilinear-interpolation/>
- [141] GAO, Shengkui a Viktor GRUEV. Bilinear and bicubic interpolation methods for division of focal plane polarimeters. Optics Express [online]. 2011, 19(27) [cit. 2022-03-14]. ISSN 1094-4087. Dostupné z: doi:10.1364/OE.19.026161
- [142] Interpolate 2D VI. NATIONAL INSTRUMENT [online]. Austin, Texas: National Instruments [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: https://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361R-01/gmath/interpolate_2d/
- [143] Types of Graphs and Charts. NATIONAL INSTRUMENT [online]. Austin, Texas: National Instruments [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: https://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361R-01/lvconcepts/types_of_graphs_and_charts/
- [144] Transpose 2D Array Function. NATIONAL INSTRUMENT [online]. Austin, Texas: National Instruments [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: https://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361R-01/glang/transpose_2d_array/
- [145] Intensity Graph Control (G Dataflow). NATIONAL INSTRUMENT [online]. Austin, Texas: National Instruments, 2020 [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: <https://www.ni.com/documentation/en/labview/latest/ctrl-ref/intensity-graph-control/>
- [146] Change the Color on an Intensity Graph or Chart. NATIONAL INSTRUMENT [online]. Austin, Texas: National Instruments, 2020 [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: <https://knowledge.ni.com/KnowledgeArticleDetails?id=kA03q000000YHxDCAW&l=cs-CZ>
- [147] VÉLE, František. Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2. Triton, 2006. ISBN 978-80-2754-837-8.

- [148] ŠVESTKOVÁ, Olga, Yvona ANGEROVÁ, Rastislav DRUGA, Jan PFEIFFER a Jiří VOTAVA. Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0084-2.
- [149] Rehabilitační plán, spolupráce lékař – fyzioterapeut. Konkrétní provádění LTV (vedení, sledování pacientů, cvičení na lůžku, chodbě, tělocvičně) [online]. Brno: Masarykova univerzita [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/fsp/s/podzim2010/bp1137/um/1.tyden_-_propedeutika_-_RHB_plan.pdf
- [150] BENÍRŠKOVÁ, Bára. LÉČEBNĚ-REHABILITAČNÍ PLÁN A POSTUP U OBÉZNÍCH NEMOCNÝCH S ARTRÓZOU NOSNÝCH KLOUBŮ [online]. Brno, 2020 [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/th/fwvt8/Benirskova-Bara-BP2-2020.pdf>. Bakalářská práce. Masarykova univerzita.
- [151] *Lifefit Yoga Mat Exclusiv plus tyrkysová* [online]. Alza [cit. 2022-04-24]. Dostupné z: https://www.alza.cz/sport/lifefit-yoga-mat-tyrkysova-d2921567.htm?kampan=adwsp_sport_pla_all_sport-css_fitness_podlozky_eCPC_c_SPT2013_21495~76761294706~&gclid=CjwKCAjwx46TBhBhEiwArA_DjF0Sjnoniu5_MaAAa6GctAvlOtr4qgL4Yp9OfnMPNLWENNpfnaZSMhoC9VsQAvD_BwE
- [152] *Writing TDM and TDMS Files in LabVIEW* [online]. Austin, Texas, U.S.: National Instruments, 2020 [cit. 2022-04-24]. Dostupné z: <https://knowledge.ni.com/KnowledgeArticleDetails?id=kA03q000000x4PcCAI&l=cs-CZ>

Seznam příloh

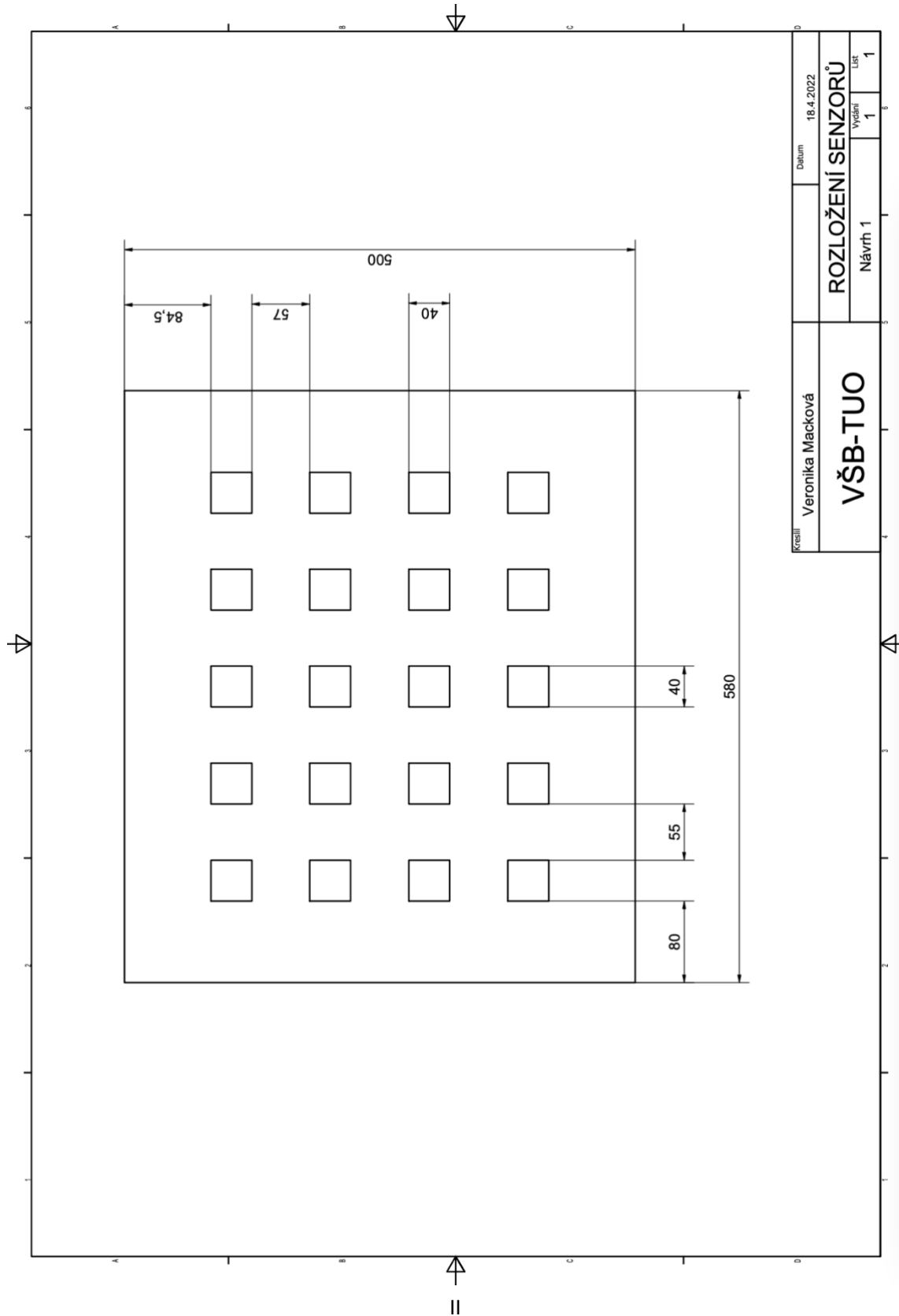
1. Tištěné přílohy

- A. Návrh senzorické matice I
- B. Návrh senzorické matice II
- C. Návrh senzorické matice III
- D. Elektrické zapojení navrženého senzoru
- E. Deska plošných spojů
- F. Osazená deska plošných spojů – vrstva Top
- G. Osazená vrstva plošných spojů – vrstva Bottom
- H. Maximální naměřené amplitudy během naměřených cviků

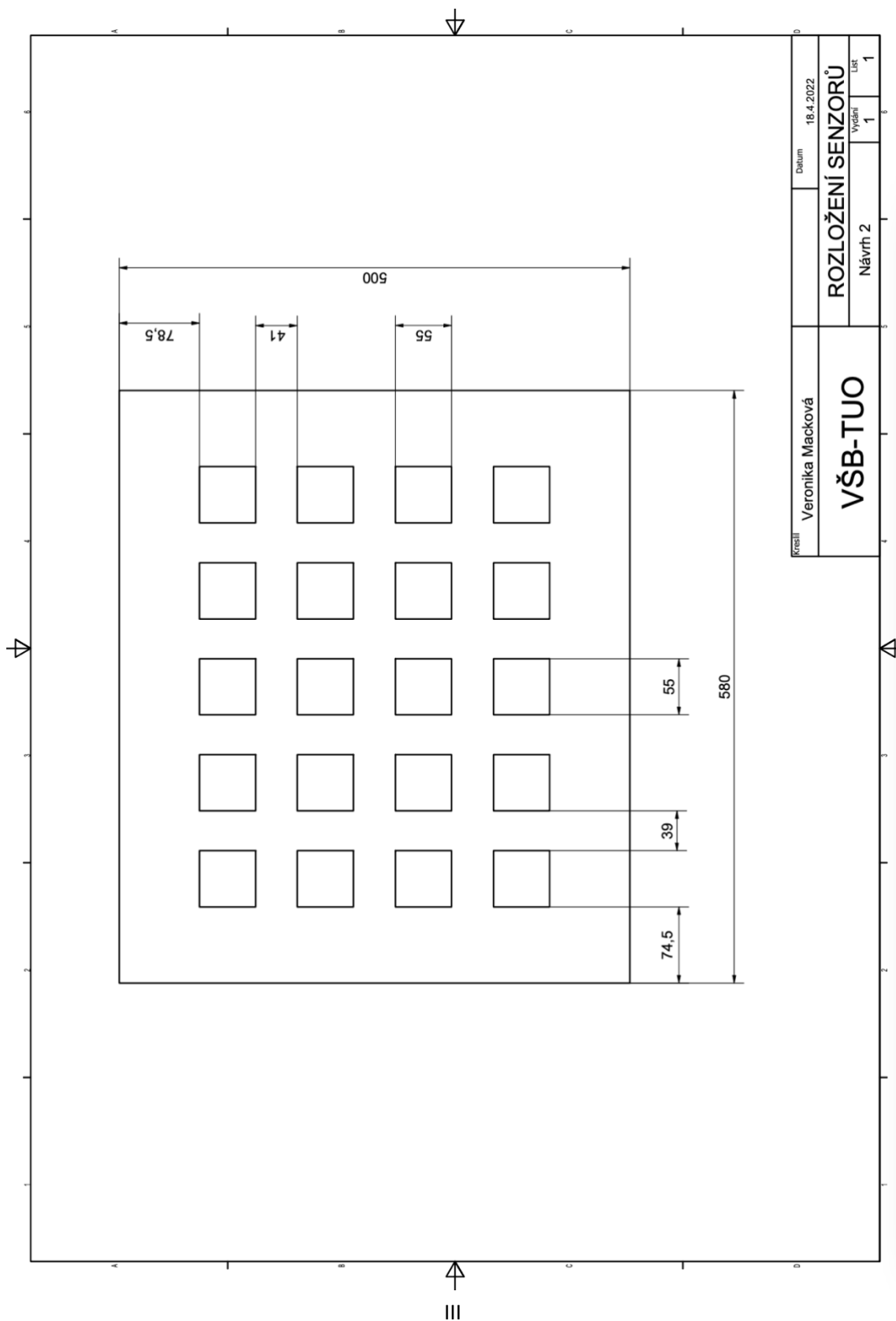
2. Elektronické přílohy

- A. STM32
 - a. Main.c
- B. LabVIEW
 - a. Buffer and Process
 - b. Uživatelské rozhraní
 - c. Zobrazení uložených dat
 - d. Zpětné zobrazení
- C. Datové výstupy
- D. Obrazové výstupy

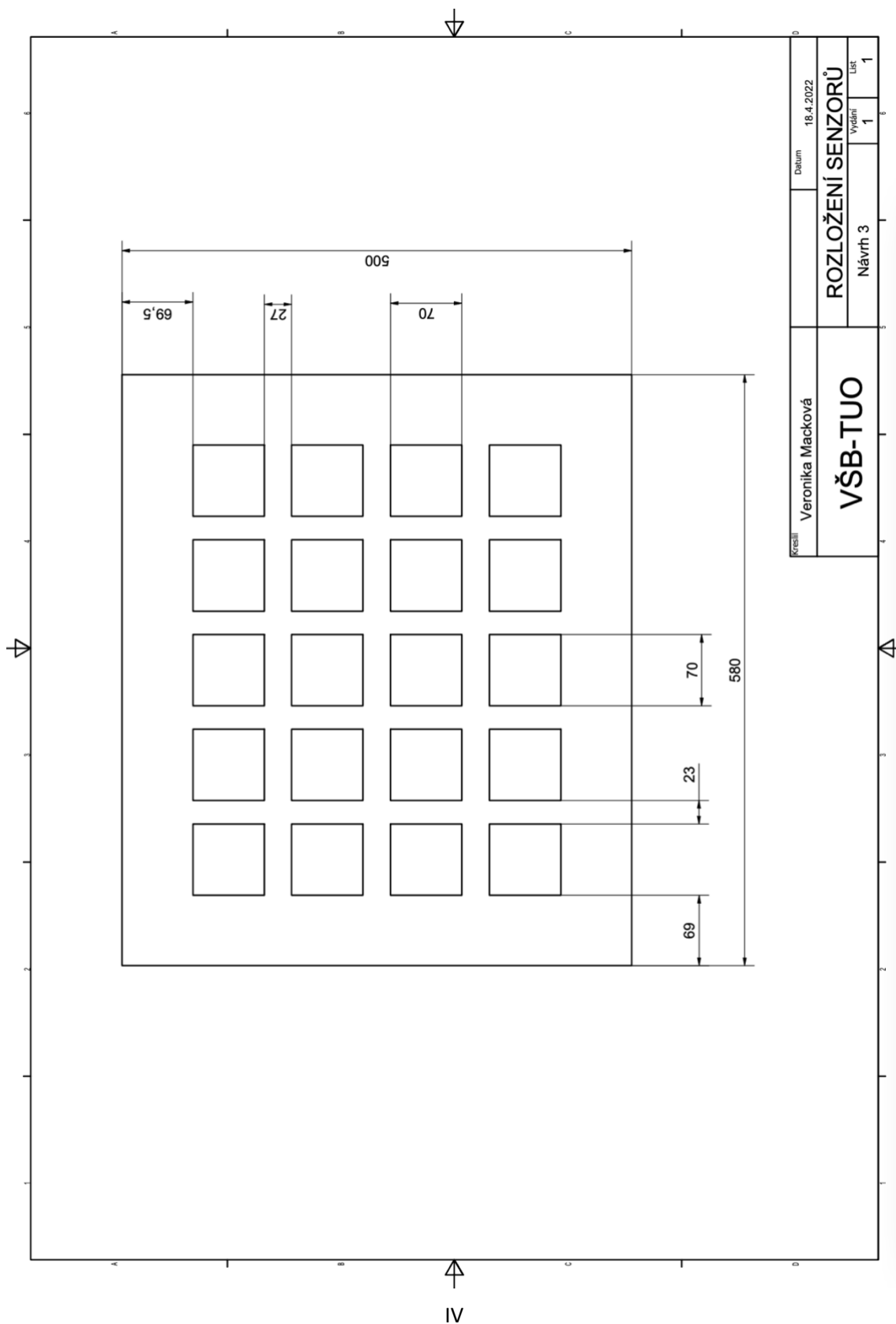
A. Návrh senzorické matice I



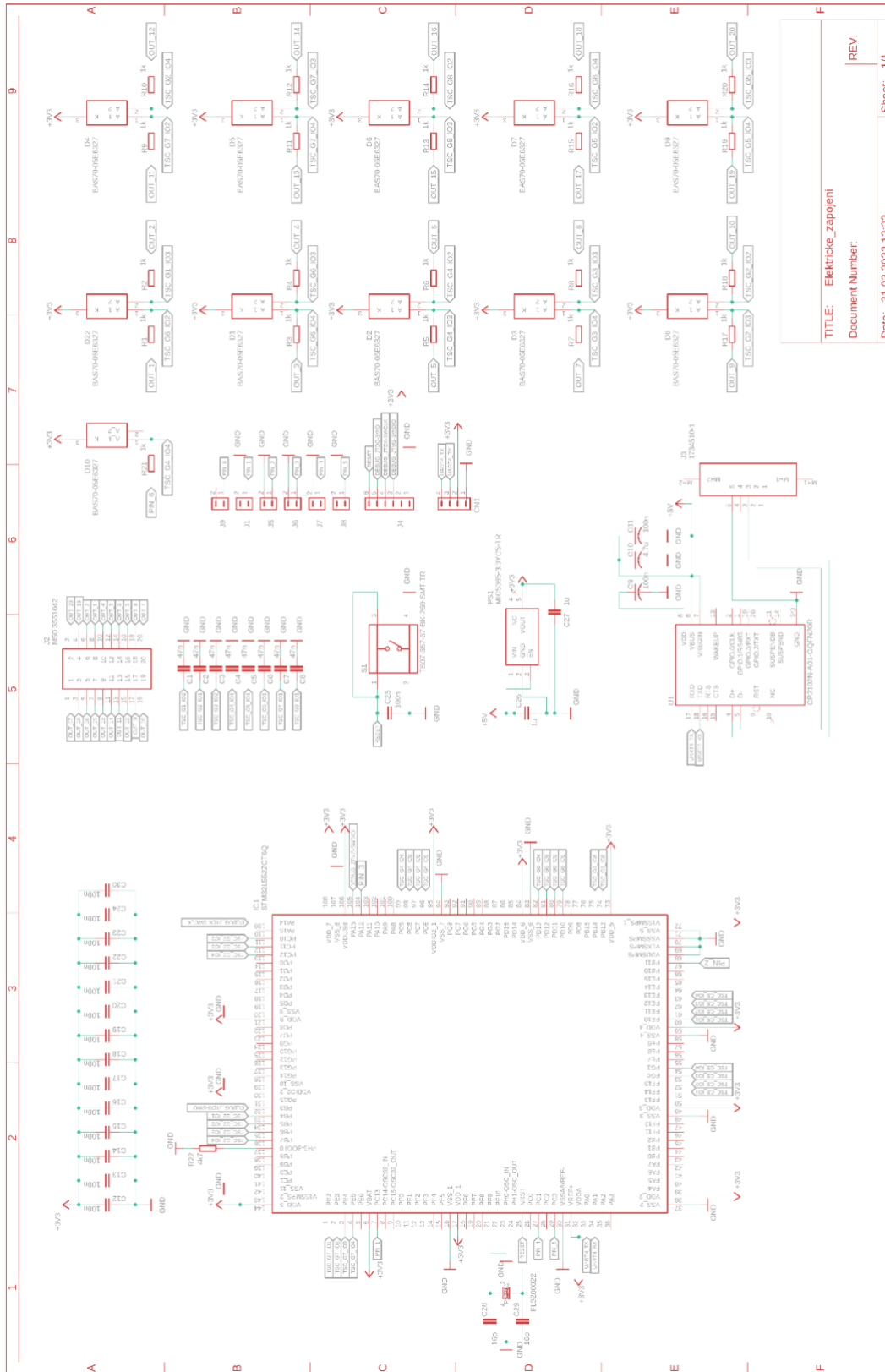
B. Návrh senzorké matice II



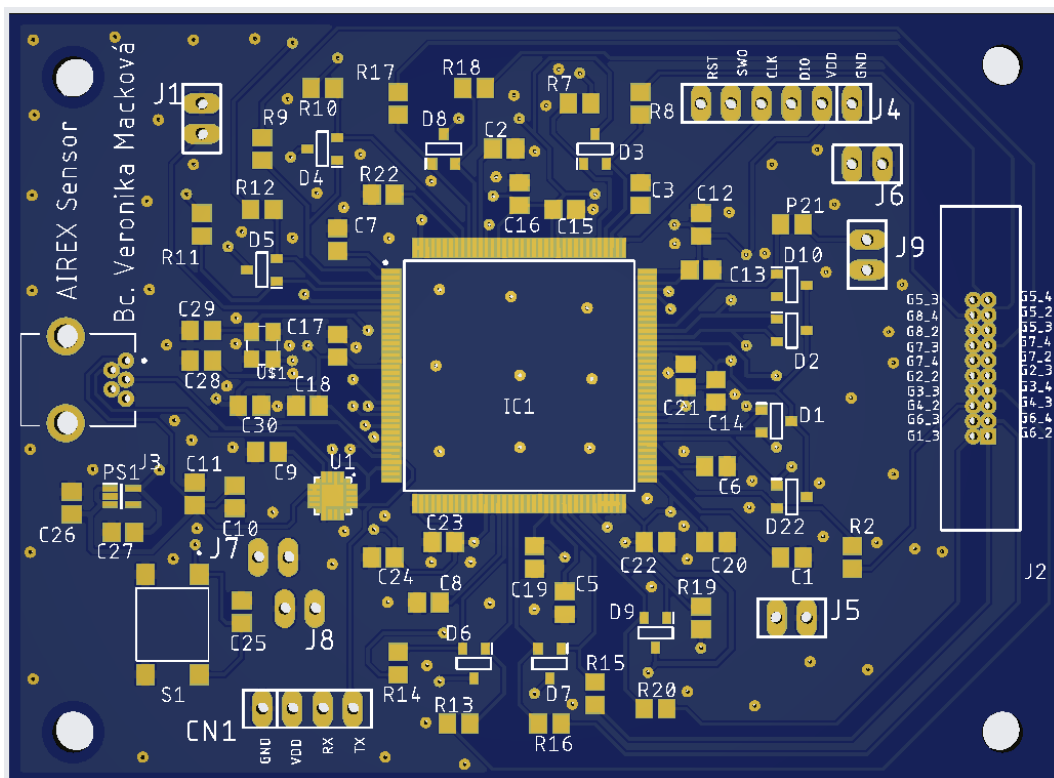
C. Návrh senzorickej matice III



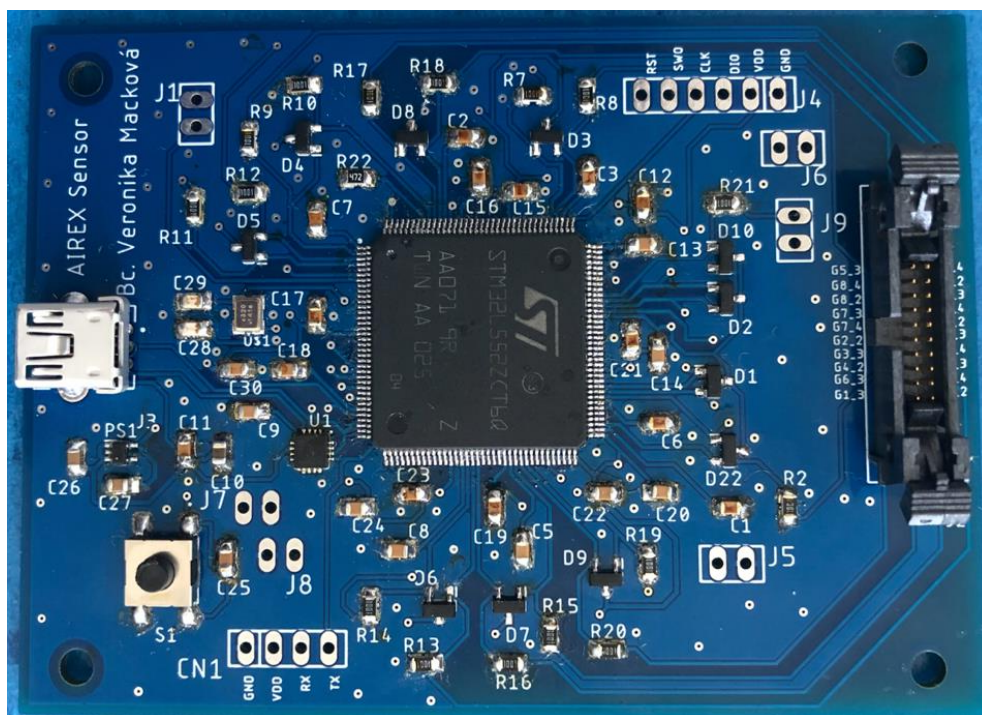
D. Elektrické zapojení navrženého senzoru



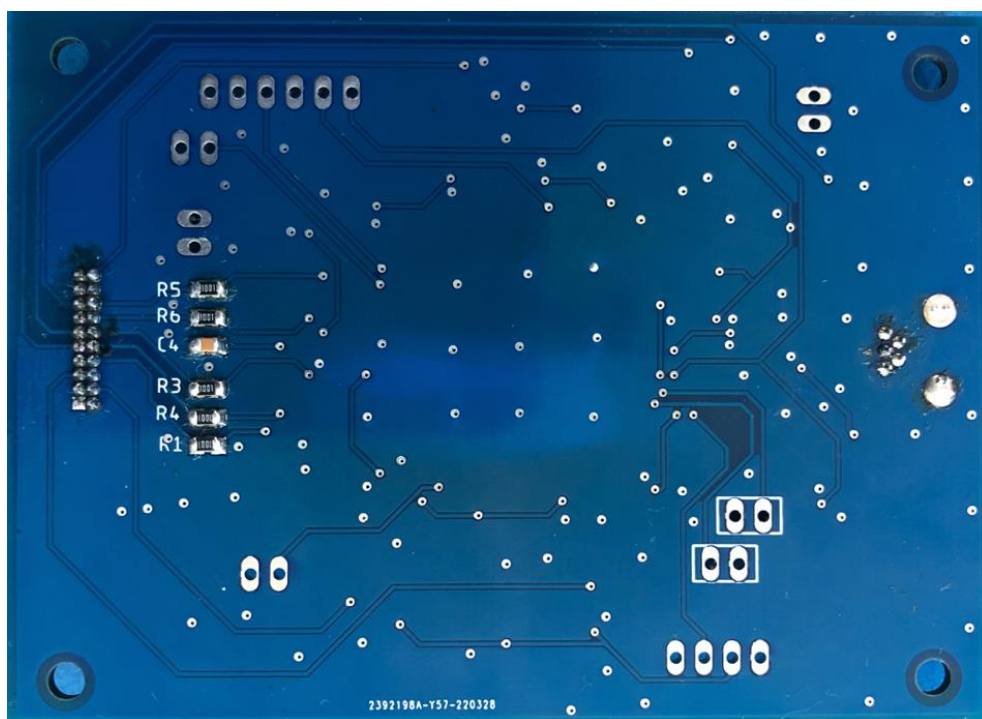
E. Deska plošných spojů navrženého senzoru



F. Osazená deska plošných spojů – vrstva Top



G. Osazená deska plošných spojů – vrstva Bottom



H. Maximální naměřené amplitudy u jednotlivých cviků

Tab. 16: Maximální amplitudy – Proband 1-5

| Název | Proband_1 | Proband_2 | Proband_3 | Proband_4 | Proband_5 | |
|------------------------|---------------------------|------------------------|-----------|-----------|-----------|----|
| Výška [cm] | 171 | 185 | 195 | 173 | 171 | |
| Hmotnost [kg] | 77 | 92 | 94 | 58 | 56 | |
| Velikost chodidla [EU] | 43 | 44 | 45 | 39 | 39 | |
| Cvik | Specifikace | Velikost amplitudy [-] | | | | |
| 1 | Stoj na balanční podložce | 13 | 51 | 47 | 44 | 38 |
| 2 | Přenášení těžiště dozadu | 58 | 53 | 57 | 45 | 39 |
| 2 | Přenášení těžiště dopředu | 59 | 60 | 56 | 53 | 46 |
| 3 | Přenášení těžiště doleva | 62 | 73 | 57 | 67 | 51 |
| 3 | Přenášení těžiště doprava | 41 | 48 | 51 | 37 | 35 |
| 4 | Nášlap levou nohou | 66 | 69 | 98 | 63 | 64 |
| 4 | Nášlap pravou nohou | 43 | 40 | 40 | 30 | 30 |
| 5 | Zvednutá pravá noha | 69 | 83 | 80 | 63 | 68 |
| 5 | Zvednutá levá noha | 41 | 40 | 34 | 36 | 32 |
| 6 | Stoj na levé noze | 73 | 72 | 77 | 53 | 72 |
| 6 | Stoj na pravé noze | 41 | 42 | 39 | 32 | 28 |

Tab. 17: Maximální amplitudy – Proband 6-10

| Název | Proband_6 | Proband_7 | Proband_8 | Proband_9 | Proband_10 | |
|------------------------|---------------------------|------------------------|-----------|-----------|------------|----|
| Výška [cm] | 185 | 188 | 168 | 164 | 164 | |
| Hmotnost [kg] | 75 | 92 | 54 | 66 | 65 | |
| Velikost chodidla [EU] | 43 | 47 | 37 | 39 | 42 | |
| Cvik | Specifikace | Velikost amplitudy [-] | | | | |
| 1 | Stoj na balanční podložce | 42 | 46 | 42 | 47 | 46 |
| 2 | Přenášení těžiště dozadu | 48 | 50 | 48 | 54 | 51 |
| 2 | Přenášení těžiště dopředu | 44 | 58 | 51 | 56 | 51 |
| 3 | Přenášení těžiště doleva | 49 | 51 | 51 | 55 | 53 |
| 3 | Přenášení těžiště doprava | 32 | 42 | 36 | 40 | 37 |
| 4 | Nášlap levou nohou | 74 | 81 | 58 | 75 | 78 |
| 4 | Nášlap pravou nohou | 32 | 35 | 19 | 34 | 31 |
| 5 | Zvednutí pravé paty | 58 | 76 | 63 | 81 | 70 |
| 5 | Zvednutí levé paty | 32 | 36 | 33 | 39 | 37 |
| 6 | Zvednutí levého kolene | 68 | 77 | 62 | 71 | 74 |
| 6 | Zvednutí pravého kolene | 32 | 38 | 33 | 35 | 31 |

Tab. 18 : Maximální amplitudy – Proband 11-15

| Název | | Proband_11 | Proband_12 | Proband_13 | Proband_14 | Proband_15 |
|------------------------|---------------------------|------------------------|------------|------------|------------|------------|
| Výška [cm] | | 179 | 165 | 174 | 180 | 176 |
| Hmotnost [kg] | | 85 | 62 | 69 | 90 | 71 |
| Velikost chodidla [EU] | | 42 | 37 | 42 | 45 | 42 |
| Cvik | Specifikace | Velikost amplitudy [-] | | | | |
| 1 | Stoj na balanční podložce | 42 | 40 | 35 | 45 | 47 |
| 2 | Přenášení těžiště dozadu | 56 | 40 | 37 | 50 | 45 |
| 2 | Přenášení těžiště dopředu | 48 | 49 | 42 | 58 | 60 |
| 3 | Přenášení těžiště doleva | 76 | 60 | 50 | 83 | 49 |
| 3 | Přenášení těžiště doprava | 35 | 42 | 33 | 40 | 36 |
| 4 | Nášlap levou nohou | 70 | 70 | 64 | 82 | 68 |
| 4 | Nášlap pravou nohou | 38 | 32 | 31 | 35 | 37 |
| 5 | Zvednutí pravé paty | 81 | 74 | 64 | 71 | 68 |
| 5 | Zvednutí levé paty | 36 | 30 | 27 | 38 | 36 |
| 6 | Zvednutí levého kolene | 73 | 76 | 65 | 74 | 55 |
| 6 | Zvednutí pravého kolene | 35 | 33 | 28 | 39 | 35 |