



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA ZAKŘIVENÍ PÁTEŘE S POUŽITÍM MODERNÍCH SENZORŮ

BACK-BONE DEFORMATION ANALYSIS USING MODERN SENSORS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Vojtěch Fiala

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Vratislav Čmiel, Ph.D.

BRNO 2018

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Vojtěch Fiala

ID: 186655

Ročník: 3

Akademický rok: 2017/18

NÁZEV TÉMATU:

Analýza zakřivení páteře s využitím moderních senzorů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti moderních postupů v hodnocení zakřivení páteře v případě chůze či sedu pacienta. Zabývejte se senzory a technickými postupy užívanými k hodnocení změn polohy těla a páteře. 2) Seznamte se s dostupnými gyroskopickými senzory s vysokým počtem stupňů volnosti a jejich technickými parametry, navzájem je porovnejte. Seznamte se se způsoby jejich řízení s využitím mikroprocesorové platformy Arduino. 3) Sestavte skupinu vhodných a nevhodných poloh ve stoje a v sedu. 4) Využijte vybrané senzory umístěné na vhodné pozice páteře a řídicí jednotku Arduino k měření zakřivení páteře v definovaných polohách. 5) Hodnoťte míru zakřivení páteře v těchto polohách. 6) Způsob měření a provedení měřicího zařízení optimalizujte. Sestavte zařízení do takové podoby, aby bylo vhodné jako nositelné. 7) Zajistěte vizualizaci míry zakřivení uživateli vhodným grafickým způsobem.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Evans, B. Beginning arduino programming, New York :Apress, 2011. 252 s. ISBN 978-1-4302-3777-8.

[2] Dadafshar, M. Accelerometer and Gyroscopes Sensors: Operation, Sensing, and Applications
<https://www.maximintegrated.com/en/app-notes/index.mvp/id/5830>.

Termín zadání: 5.2.2018

Termín odevzdání: 25.5.2018

Vedoucí práce: Ing. Vratislav Čmiel, Ph.D.

Konzultant:

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

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

V rámci této bakalářské práce jsou shrnuty poznatky z medicínské a technické oblasti vztahující se k projektu. V medicínské části jsou především popsány oblasti kineziologie a medicíny vztahující se k příčinám a rizikovým faktorům vedoucím k potížím a onemocněním páteře. Vedle popisu onemocnění jsou zde uvedena i dosavadní diagnostická řešení a léčba. Součástí medicínské části práce je i pohled na některé komerčně dostupné produkty zabývající se taktéž posturální problematikou. Obsahem technické části je pak seznámení s platformou Arduino a součástkami, které jsou obsaženy v samotné praktické části bakalářské práce. V rámci technické části je také podrobněji popsána oblast pohybových senzorů jako akcelerometrů, IMU senzorů a gyroskopů, kterým je věnována spolu s IMU senzorem MPU-6050 větší pozornost. Dále je v práci popsán postup v praktické části projektu včetně návrhu umístění senzorů s polohami, ve kterých jsou data měřena, stejně jako návrh sestavení a jeho optimalizace. Následně je vyobrazena konečná podoba zařízení včetně způsobu uchycení na těle a výsledky měření. Výsledky jsou později okomentovány a prodiskutovány. V poslední části práce je konečné shrnutí dosažených výsledků a úvaha nad možností navazující práce případně aplikovatelná další vylepšení a úpravy stávajícího zařízení.

Klíčová slova

Postura, diagnostika páteře, onemocnění zad, správný sed, správný stoj, Arduino, gyroskop, akcelerometr, IMU, MPU-6050, multiplexor, bluetooth, Lumo Lift, Lumo Run Upright GO, Processing

Abstract

This bachelor thesis summarizes the knowledge of the medical and technical field related to the project. In the medical section, there are mainly described areas of kinesiology and medicine related to the causes and risk factors leading to problems and diseases of the spine. In addition to the description of the disease, there are also presented the diagnostic solutions and treatment. The content of the medical part of the thesis is also a look at some commercially available products dealing also with postural problems. Part of the technical part is acquaintance with the Arduino platform and the components that are included in the practical part of the bachelor thesis. In the technical part, the area of motion sensors such as accelerometers, IMU sensors and gyroscopes are also described in more detail. Especially there is described IMU MPU-6050, which is used in this project. Further, the thesis describes the procedure in the practical part of the project, including the design of the positioning of the sensors with the positions in which the data are measured, as well as the design of the assembly and its optimization. Subsequently, the final appearance of the device, including the method of attachment on the body, and the measurement results are shown. Results are later commented and discussed. The final part of the thesis is the final summary of the results achieved and the reflections on the possibilities of further work or further adjustments and modifications of the existing equipment.

Key words

Posture, spine diagnostic, back-bone diseases, correct sitting, correct standing, Arduino, gyroscope, accelerometer, IMU, MPU-6050, multiplexer, bluetooth, Lumo Lift, Lumo Run Upright GO, Processing

Bibliografická citace:

FIALA, V. *Analýza zakřivení páteře s využitím moderních senzorů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018. 72 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Vratislav Čmiel, Ph.D..

Prohlášení

Prohlašuji, že veškerá měření a doprovodná fotodokumentace byla provedena s mým souhlasem, a nedošlo tedy k porušení mých práv. Současně svým podpisem dávám souhlas se zveřejněním výsledků měření a fotografií v rámci této práce.

V Brně dne 20. května 2018

Podpis měřených osob:

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Analýza zakřivení páteře s použitím moderních senzorů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 20. května 2018

Podpis autora:

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Vratislavu Čmielovi, Ph.D. za poskytnutou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

Dále bych chtěl poděkovat osobám, které se zúčastnily měření a poskytnuly svá data pro potřeby této práce a Ing. Tomáši Mazálkovi za poskytnutou pomoc v podobě odborných rad a vybavení.

V Brně dne 20. května 2018

.....
Podpis autora

Obsah

Seznam obrázků	10
Seznam tabulek	11
1 Úvod	12
2 Medicínská část	13
2.1 Zdravotní zádová onemocnění	13
2.1.1 Dělení z hlediska etiologie	13
2.1.2 Dělení na základě klinické manifestace	13
2.1.3 Degenerativní změny	14
2.2 Rizikové faktory bolesti zad	14
2.2.1 Individuální	14
2.2.2 Psychosociální	15
2.2.3 Pracovní	15
2.3 Léčba a prevence	15
2.3.1 Konzervativní léčba	16
2.3.2 Aktivní léčba	16
2.4 Správný sed a správný stoj (postura)	19
2.4.1 Stoj a ideální stoj	20
2.4.2 Sed, leh	21
2.5 Obdobné využití myšlenky snímání pohybu v praxi	22
2.5.1 RestoreSensor - Medtronic	22
2.5.2 Lumo Lift	23
2.5.3 Lumo Run	24
2.5.4 Upright GO	24
2.5.5 Komerční produkty závěrem	25
2.6 Senzory použitelné ke snímání pohybu a postury	26
2.7 Jiné způsoby kontroly zakřivení zad	26
2.7.1 Fyzioterapeutické metody	26
2.7.2 Další známé metody využívané v kineziologii	28
2.7.3 Zobrazovací metody	28
3 Technická část	31
3.1 Arduino	31
3.1.1 Charakteristika	31
3.1.2 Platforma – Hardware	32

3.1.3	Arduino shields.....	33
3.1.4	Arduino moduly.....	33
3.1.5	Processing.....	35
3.2	Pohybové senzory (Akcelerometry, gyroskopy a IMU senzory).....	35
3.2.1	Akcelerometry.....	36
3.2.2	Gyroskopické senzory.....	37
3.2.3	IMU senzory.....	40
3.2.4	Obecné informace k pojmům.....	43
4	Návrh a realizace.....	44
4.1	Návrh zapojení a realizace.....	44
4.1.1	Použité součástky a vysvětlení schématu.....	45
4.2	Realizace a podoba projektu.....	46
4.3	Program.....	47
4.4	Návrh umístění senzorů.....	48
4.5	Příklady měřitelných poloh.....	51
5	Výsledky.....	53
5.1	Náklony ve vzorových polohách.....	53
5.1.1	Poloha 1 – Správný sed.....	54
5.1.2	Poloha 2 – Špatný sed (záklon).....	54
5.1.3	Poloha 3 – Špatný sed (předklon).....	55
5.1.4	Poloha 4 – Správný stoj.....	55
5.1.5	Poloha 5 – Špatný stoj.....	56
5.1.6	Poloha 6 – Správný stoj (zezadu).....	56
5.1.7	Poloha 7 – Stoj se sklonem na levou stranu.....	57
5.1.8	Poloha 8 – Stoj se sklonem na pravou stranu.....	57
5.2	Zpracování z dlouhodobého záznamu.....	58
6	Diskuze.....	62
6.1	Výsledky.....	62
6.2	Zpětná vazba.....	62
6.3	Problémy.....	62
6.4	Vylepšení.....	63
6.5	Návaznost.....	63
7	Závěr.....	64
	Seznam literatury.....	65
	Seznam zkratk.....	69
	Přílohy.....	70

Seznam obrázků

Obr. 1: Zobrazení postury a zahnutí páteře [9]	20
Obr. 2: Správný sed u počítače – na židli [10]	22
Obr. 3: RestoreSensor – Medtronic [16]	23
Obr. 4: Využití a podoba Lumo Lift v praxi [11]	23
Obr. 5: Podoba a umístění Lumo Run [12]	24
Obr. 6: Umístění senzoru Upright Go a podoba uživatelského rozhraní [14]	25
Obr. 7: Porovnání konkurenčních produktů a platformy Arduino [26]	32
Obr. 8: Popis komponent desky Arduino UNO [25]	32
Obr. 9: Bluetooth HC-05[29]	34
Obr. 10: Multiplexor CD74HC4067[32]	34
Obr. 11: Multiplexor TCA9548A [26]	35
Obr. 12: Grafické zobrazení průběhu os snímaných gyroskopem [41]	38
Obr. 13: Návrh zapojení komponent pro realizaci měřícího zařízení s analogovým multiplexorem CD74HC4067	44
Obr. 14: Návrh zapojení komponent pro realizaci měřícího zařízení s digitálním multiplexorem TCA9548A	45
Obr. 15: Konečná podoba jednotlivých bloků	46
Obr. 16: Představení ideálního umístění senzorických bloků na páteři [53]	48
Obr. 17: Podoba reálného rozmístění a uchycení senzorů	48
Obr. 18: Uchycení krčního senzoru	49
Obr. 19: Uchycení hrudního senzoru	49
Obr. 20: Uchycení bederního senzoru	50
Obr. 21: Uchycení řídicího bloku	50
Obr. 22: Špatný sed – předklon	52
Obr. 23: Špatný sed – záklon	52
Obr. 24: Správný sed	52
Obr. 25: Správný stoj	52
Obr. 26: Špatný stoj	52
Obr. 27: Správný sed	54
Obr. 28: Špatný sed – záklon	54
Obr. 29: Špatný sed – předklon	55
Obr. 30: Správný stoj	55
Obr. 31: Špatný stoj	56
Obr. 32: Správný stoj zezadu	56
Obr. 33: Sklon na levou stranu	57
Obr. 34: Sklon na pravou stranu	57
Obr. 35: Výsledek zpracování dat z krčního senzoru – po kalibraci (data2)	59
Obr. 36: Výsledek zpracování dat z hrudního senzoru – po kalibraci (data2)	59
Obr. 37: Výsledek zpracování dat z bederního senzoru – po kalibraci (data2)	60

Seznam tabulek

Tab. 1: Rozsah pohybů jednotlivých úseků páteře (ve stupních) [8]	21
Tab. 2: Porovnání některých gyroskopických senzorů [41].....	39
Tab. 3: Tabulka porovnání některých gyroskopů z hlediska „Zero Rate Levels“ [41]	39
Tab. 4: Tabulka oficiálních typů Arduino desek a jejich parametry [38].....	70
Tab. 5: Tabulka oficiálních typů Arduino desek a jejich parametry [38].....	71

1 Úvod

Impulzem pro návrh a realizaci této práce bylo časté setkání s lidmi, kteří trpí bolestmi zad nejčastěji v důsledku sedavého zaměstnání a následně nedostatečného pohybu jiného typu. Současná společnost a vývoj životního stylu podporuje rozvoj tzv. hypokineze, což je pojem označující fakt, že se málo hýbeme. [5] Nebývá pak výjimkou potkat člověka, u kterého díky špatnému držení těla při chůzi i sezení dochází k ochabování zádového svalstva tzn., že se tzv. „hrbí“ anebo trpí různými bolestmi a komplikacemi. Rád bych prostřednictvím tohoto tématu hledal neobvyklé a do jisté míry i inovativní řešení tohoto problému moderní společnosti a nabídl tím možnost prevence, popřípadě rehabilitační kontroly. Především bych rád dal podnět k zabývání se tímto problémem moderní společnosti, který bude pravděpodobně čím dál výraznější.

Výsledek mé práce by měl nalézt uplatnění v moderním pojetí prevence, terapie i samotného pohledu na skutečný obraz vlastního stavu držení těla v určitém časovém horizontu. Tento projekt a výrobek z něho vzniklý by mohl dát základ zařízení uplatnitelném například v oblasti kineziologie páteře. Obecně by mohlo být toto zařízení užíváno i v reálném životě pro rehabilitaci a kontrolu zakřivení zad během sedavého zaměstnání. Produkt by totiž měl provádět nejen snímání, ale výsledně podávat obraz o aktuálním stavu postury při sezení či stoji. Nakonec by měly výsledky nepřímo nabádat držitele a nositele zařízení k nápravě.

2 Medicínská část

V této části je zpracována průvodní teorie z medicínské oblasti, která je spojená s tématem práce.

2.1 Zdravotní zádová onemocnění

2.1.1 Dělení z hlediska etiologie

Prosté, nespecifické bolesti zad

Vznikají v důsledku svalových dysbalancí či chybných statických a dynamických stereotypů, které vedou k přetěžování. Méně častou příčinou pak mohou být degenerativní změny či vývojové změny páteře. Obvykle se projevují podobně jako segmentované syndromy.

Bolesti vyvolané organickým onemocněním páteře

Páteř je postižena dobře definovatelným onemocněním například zánětem, nádorem, traumatem, osteoporózou. Projevují se velmi intenzivní lokální bolestí působící i v klidu, která špatně reaguje na tisíce léky. V návaznosti se mohou dokonce rozvinout i neurologické syndromy (radikulopatie, myelopatie). Jsou méně časté v porovnání s degenerativními onemocněními ale za to závažnější, a proto vyžadují rychlou diagnostiku a léčbu.

Bolesti kořenové a míšní

Vznikají vlivem degenerativních změn, které způsobují kompresi nervových struktur, což následně vede k obtížím. [5]

2.1.2 Dělení na základě klinické manifestace

Segmentové syndromy

Představují poruchu funkce v jedné oblasti, poruchu držení páteře, lokalizovanou bolest a reflexní změny. Jedná se i o funkční vertebrogenní poruchy.

Pseudoradikulární syndromy

Pro tento typ je typická tzv. přenesená bolest, kdy dochází k projevu bolesti v jiné oblasti, než ve které je skutečná příčina. Nejčastěji bývají způsobeny postižením meziobratlových kloubů a z hlediska prognózy a vlastních příčin jsou blízké segmentovým syndromům.

Kompresivní neurologické syndromy

Myelopatie (postižení míchy) - Poškození jak centrálního, tak periferního motorického neuronu. Reflexy postiženého segmentu mohou chybět, distribuce motorické poruchy odpovídá úrovni poškození.

Radikulopatie (poškození míšního kořene) - Typicky kořenové syndromy doprovázené bolestí v oblasti inervujícího nervu. [3], [4], [5]

2.1.3 Degenerativní změny

Je plynulá řada změn, u nichž je často nemožné odlišit, zda vznikají v důsledku fyziologického stárnutí nebo z druhotných patologických příčin způsobených reakcí na řadu vnější i vnitřních vlivů. Počáteční změny se objevují již ve druhém desetiletí života a skrze změny páteřního skeletu, svalů a vazivového aparátu vedou k bolesti zad a reflexním změnám. Mezi degenerativní onemocnění patří změny týkající se meziobratlových plotének (diskopatie), spondylózy obratlových těl a intervertebrální artrózy. Tyto procesy vznikají opotřebením (stárnutí i sport) a vlivem dalších rizikových faktorů, které jsou náplní další kapitoly. [4], [5]

2.2 Rizikové faktory bolesti zad

Příčiny degenerativních změn mohou být fyziologické i způsobené vnějšími a vnitřními vlivy. Fyziologické příčiny jsou většinou projevy stárnutí, ale ostatní příčiny již jsou do jisté míry ovlivnitelné. V této kapitole rozlišuji příčiny a rizikové faktory vzniku bolesti zad do následujících „tříd“.

2.2.1 Individuální

Celkově je větší pravděpodobnost vzniku bolesti zad u žen, což je pravděpodobně způsobeno jinými fyzickými dispozicemi. Samozřejmým faktorem je věk, kde studie upřednostňují rozvoj bolestí zad více u mužů. Dalším individuálním faktorem je výška, kde s rostoucí výškou roste i riziko a pravděpodobnost výskytu problémů se zády, ale údajně není její vliv zcela prokazatelný. Dalším vlivným faktorem může být životní styl, kdy například obezita může přinášet problémy především v bederní oblasti páteře a kouření má všeobecně negativní vliv na mikrocirkulaci, a tedy i zásobení meziobratlových struktur difuzí krve. Dalším rizikovým faktorem jsou genetické předpoklady, kde je údajně přibližný podíl dědičných vlivů v souvislosti se vznikem bolestí zad v rozmezí 30-45 % a můžeme zde nalézt návaznost s degenerací meziobratlové ploténky, kde tyto

faktory taktéž hrají svou roli až ve čtvrtině případů. V poslední řadě je zde zastoupena anamnéza, která představuje předcházející problémy v různých segmentech páteře, kdy je pravděpodobnost recidivy ještě vyšší u uživatelů počítače. [5]

2.2.2 Psychosociální

Velký vliv na vznik bolestí zad byla pozorována u lidí ve stresu, pod tlakem, s nízkou podporou od okolí a celkově s problémy souvisejícími s psychickým tlakem pramenícím z okolního prostředí. [5]

2.2.3 Pracovní

V principu je riziko vyšší v případě, kdy je velmi vysoká fyzická zátěž ale i v případě velmi nízké až žádné zátěže. V souvislosti s vysokou fyzickou zátěží anebo atypickou zátěží pramenící z pracovního poměru je následkem jednoznačně zvýšená rizikovost vzniku obtíží, kdy velmi záleží, zda je činnost jednorázovou záležitostí, nebo má dlouhodobější charakter. V případě krátkodobé nadměrné zátěže akutní bolest obvykle spontánně odezní, ale při dlouhodobém přetěžování může být situace jiná a je důležité kompenzovat tuto činnost jiným pohybem, což může mít do jisté míry preventivní a někdy i ulevující účinek.

K hodnocení rizikových faktorů a náchylnosti jednotlivých pacientů k nim se používá tzv. systém „varovných vlajek“, kde jsou faktory a obecně typy příznaku označovány barvami vlajek. [5]

2.3 Léčba a prevence

Základním předpokladem úspěšné léčby bolestí je prevence, založená na změně životního stylu, pohybových stereotypů, a především na pravidelném cvičení. Jsou věci, které člověk může ovlivnit a v preventivních opatřeních by se primárně měl zaměřit na vyvarování se výše uvedených rizikových faktorů. V případě, že preventivní opatření, která mohou spočívat například v kompenzaci stereotypních pohybů jiným pohybem, změnou životního stylu apod., nebyla účinná a došlo k rozvinutí bolestí v oblasti zad, přichází na řadu léčba. Léčbu můžeme dělit na segmenty popsané v podkapitolách.

Obecně můžeme říci, že léčba se odvíjí od charakteru bolesti a bolest můžeme rozlišit podle délky trvání:

- Akutní (dny až týdny)
- Subchronické a chronické (měsíce až roky) [5]

2.3.1 Konzervativní léčba

Farmakoterapie

Většinou primárním řešením a primární léčbou bývá konzervativní farmakoterapie. Základ farmakoterapie tvoří neopioidní analgetika působící proti zánětům a bolestem. Při akutních bolestech může být tento typ léčby doplněn obstríky lokálním anestetikem, kortikoidy, infuzní terapií, akupunkturou atd. Výjimečně je indikována slabá opioidní medikace, která je ale časově omezena a délka užívání by neměla přesáhnout 5-7 dnů. Posledním stupněm farmakoterapie je pak užívání silných opioidních analgetik, která se ale užívají jen ve skutečně krajních případech z důvodu vedlejších účinků, které jejich užívání přináší. [5]

2.3.2 Aktivní léčba

Neinvazivní léčba

Existuje mnoho různých praktik, které se dají zařadit mezi neinvazivní metody léčby. Některé metody jsou ověřené a hojně se využívají a jiné se používají, i když u nich například nebyl prokázán léčebný účinek, ale ani nepřináší žádné obtíže, takže i zde do jisté míry působí tzv. „placebo efekt“. Dále se věnuji jen pár metodám s různými účinky, postupy i použitým vybavením.

Možnosti léčebné rehabilitace

Primárně se provede celkové patokineziologické vyšetření, které je komplexním vyšetřením struktury a funkce pohybového aparátu a soustředí se na následující části:

- Celkové držení těla a jednotlivých segmentů (postura)
- Konfigurace jednotlivých částí těla
- Trofika kůže a svalů (výživa a funkce)
- Provedení aktivního a pasivního pohybu a jejich porovnání
- Svalový tonus a síla
- Vyšetření základních pohybových stereotypů a chůze
- Orientační neurologické vyšetření (reflexy, čítí)
- Páteř jsme schopni vyšetřit po jednotlivých segmentech pomocí jemné palpce
- Individuální praktika, která je rozdílná pro každého vyšetřujícího = obecně objektivně nereprezentovatelné výsledky

V návaznosti na patokineziologické vyšetření následují fyzioterapeutické postupy:

- Polohování
- Pasivní pohyby (pohyb bez vlastní aktivity pacienta – vyžaduje nejšetrnější přístup)
- Aktivní cvičení s asistencí (s dopomocí) – fyzioterapeut pomáhá pacientovi při celém pohybu
- Odporová cvičení, cvičení svalové síly – záleží o jaký typ onemocnění se jedná (nutno zvolit správný postup a dávkování)
- Speciální fyzioterapeutické koncepty a postupy – důležitá správná indikace, zvládnutí techniky a správné dávkování
 - Existuje mnoho různých technik – vybírá se speciálně na míru pacientovi
- Fyzikální terapie – různé druhy energií, aplikace bezbolestná a účinek potvrzen jen empiricky
 - Působení tepla a chladu – pozitivní a negativní termoterapie
 - Elektroléčba – TENS proudy (dnes podoba malých a přenosných aplikátorů)
- Manuální medicína

Transkutánní elektroneurostimulace

V této metodě se využívá přístroje TENS v různých terapeutických praktických nastaveních, kdy se mění frekvence, délky impulzů, délky stimulací apod. Principem je použití elektrické stimulace na místě působení bolesti, kde řízeným působením na nervová zakončení v daném místě potlačuje bolest. Výhodou je, že pacienti mohou nosit přístroj TENS neustále u sebe a v případě potřeby si aplikovat klidnící stimul. Výboj je proveden prostřednictvím elektrod, na kterých musí být hodně gelu, aby nedošlo ke vzniku popálenin, podráždění a dalších nežádoucích efektů. Absolutní kontraindikací pro TENS může být např. přítomnost pacemakerů. Relativní kontraindikací pak může být odpor pacienta k metodě, nezkušenost personálu atd.

Akupunktura

Prastará preventivní, diagnostická a léčebná metoda pocházející z Číny. Provádí se speciálními jehlami, které se vpichují v přesně daných bodech na těle a do různé hloubky. Efekt je především analgetický, psychoregulační, homeostatický, imunomodulační a upravující motoriku. [5]

Invazivní léčba

Patří sem celá řada různých metod, kdy některé působí radikálně a některé například jen jako doplněk při neúspěchu s neinvazivní léčbou. Obecně se vždy nejdříve aplikuje farmakoterapie a neinvazivní léčba a až následně se přechází k případným radikálnějšími invazivním krokům. Do invazivních řešení například patří:

Invazivní anesteziologické metody léčby bolestí zad

Obvykle se jedná o doplněk farmakoterapie. Tyto metody zavádějí účinné látky o určité koncentraci přímo do místa bolesti. Postupně jsou vytlačovány, ale jejich výhodou je nízká cena, minimální požadavky na přístrojové a prostorové vybavení.

Radiofrekvenční léčba bolestí zad

Minimálně invazivní metoda, která doplňuje, a dokonce umožňuje redukovat konzervativní analgetickou léčbu. Je to účinná a velmi bezpečná technika, která by měla být upřednostňována před invazivnějšími metodami.

Míšní stimulace

Patří mezi instrumentální neuromodulační metody, které slouží k léčbě velmi silných jinak neovlivnitelných chronických bolestí a využívají elektrického proudu. Principem je ovlivnění přenosu bolesti elektrickou stimulací nervových tkání či struktur definovaným elektrickým proudem, kde dochází k blokaci nervových signálů bolesti do mozku. Je to progresivní invazivní metoda.

Neurostimulační přístroje nově dokáží reagovat na změny podmínek/poloh. V distribuci jsou i generátory (RestoreSensor), které snímají polohu těla a o kterých je pojednááno níže.

Subarachnoidální programovatelné pumpy

Celkem jsou dva typy pump, a to programovatelné a neprogramovatelné. Programovatelná je dražší, vydrží méně ale umožňuje změnu dávkování v průběhu dne. Na druhé straně jsou neprogramovatelné, které jsou opakem (levnější, trvanlivější ale neumožňují přenastavení dávkování). Tyto pumpy slouží k aplikaci různých látek.

Perkutánní intervence na meziobratlovém disku

Minimálně invazivní a šetrná metoda, která následuje až po šestitýdenní neúspěšné konzervativní léčbě. Údajně je u ní minimální procento komplikací a u některých výkonů může být použita opakovaně. Její uplatnitelnost je ale omezená, proto vyžaduje přesnou

diagnostiku podloženou více doplňkovými vyšetřeními, aby byla tato technika skutečně přínosná.

Perkutánní augmentace cementu

Relativně mladá metoda, u které je nutná multidisciplinární indikace. Riziko pro pacienta se pohybuje v řádu jednotek procent. [5]

Operační léčba

Tímto způsobem se řeší různá degenerativní postižení (výrůstky, ...), spondylolýzy a spondylolistézy (přerušeni oblouku obratle), deformity (skoliózy), záněty, nádory a metastázy. [5]

2.4 Správný sed a správný stoj (postura)

Postura je dynamický proces udržování polohy těla a jeho částí v měnícím se prostředí, takže pod tento termín spadají i veškeré snahy o udržení těla ve správném stoji a sedu. Jak již bylo naznačeno, postura zahrnuje polohování jednotlivých částí těla k tomu, aby bylo dosaženo výsledné správné konfigurace.

Podstatnou roli při polohování je nalezení stabilní polohy, a tedy nalezení těžiště, což je hypotetický hmotný bod, kde je soustředěna veškerá hmotnost těla. Poloha těžiště rozhoduje o stabilitě těla. Při nestabilní poloze je vyžadována svalová korekce, tj. svalové úsilí, a tedy určitá dávka energie. Celkově se tedy dá říci, že dodržování správného postoje a sedu je nalezením správného těžiště a maximální stability.

Stoj a sed jsou výchozí pozice pro provádění většiny pohybových aktivit a obě tyto pozice vyžadují vysokou aktivitu tzv. antigravitačních svalů, které spadají do skupiny posturálních svalů. Kombinace posturálních svalů a osových struktur (páteř, ...) je klíčová pro výkon jakékoliv činnosti a mají tedy globální charakter. V případě, že je pak jedna z těchto struktur nějakým způsobem oslabena nebo deformována, dochází ke vzniku zdravotních obtíží a pohybových problémů.

Postura je značně individuální a vychází z osobnosti člověka a jeho vývoje a v případě ne zcela výhodného postoje může vést ke strukturálním změnám. I navyklé posturální programy lze do jisté míry korigovat. „Vadné“ držení se vyskytuje především u lidí, která dlouhodobě zaujímají neměnnou a opakovaně stejnou polohu. V takových případech většinou chybí variabilita a kompenzace pohybu, což vede k různým funkčním poruchám,

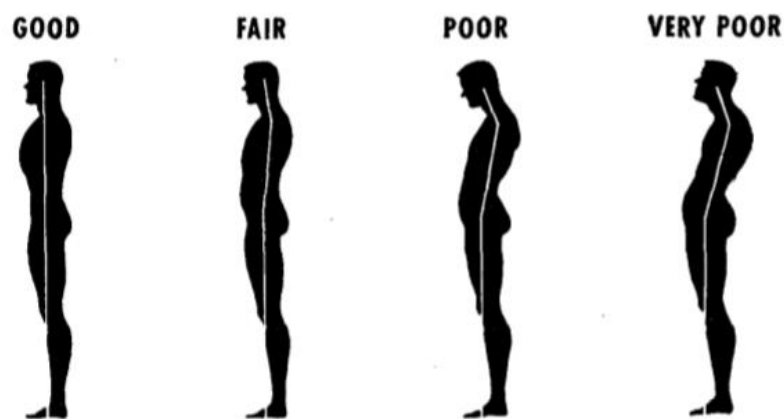
kteřé mohou vést až ke strukturálním změnám. Například nedostatečná kompenzace u jednostranných sportů vede ke skoliózám. [7], [8]

2.4.1 Stoj a ideální stoj

Stoj je poloha staticky náročná vzhledem k vysoce položenému těžišti a malé opěrné ploše, kterou zastupují chodidla. Zvláštní kapitolou je poté chůze a běh, které z této polohy vychází a vyžadují speciální trénink.

Ideální stoj

Správné držení těla je základem pro správné zapojení odpovídajících svalových skupin. Charakteristickým postojem by pak měl zahrnovat optimální postavení jednotlivých segmentů těla k udržování rovnováhy a následně minimální zapojení posturálních svalů. Při vyšetřování postury vycházíme ze srovnání s tzv. ideální posturou odvozenou z centrálních programů posturální ontogeneze. [7], [8]



Obr. 1: Zobrazení postury a zahnutí páteře [9]

- dolní končetiny u sebe, prsty položeny plochou na podložce, nártý nadlehčeny a vytočeny zevně, kolenní a kyčelní klouby jsou nenásilně natažené
- pánev je v takovém postavení, aby hmotnost trupu byla vycentrována nad spojnicí středů kyčelních kloubů a měla by být ve frontální rovině symetrická vůči zbytku těla a v sagitální rovině v přiměřeném sklonu
- páteř má být plynule dvojesovitě zakřivena a ve frontální rovině bez skoliózy
- ramena volně rozšířena do šířky a spuštěná dolů a dozadu
- lopatky jsou celou plochou přiloženy k zadní straně hrudníku a lehce přitaženy k páteři
- hlava je vzpřímená, brada svírá s osou těla pravý úhel [1], [8]

Tab. 1: Rozsah pohybů jednotlivých úseků páteře (ve stupních) [8]

Úsek páteře	flexe	extenze	lateroflexe	rotace
Krční	30-35	80-90	35-40	45-50
Hrudní	35-40	20-25	20-25	25-35
Bederní	55-60	30-35	20-30	5

2.4.2 Sed, leh

Sed a leh jsou polohy, u kterých je méně náročné dosáhnout stability, protože těžiště je umístěno níže a také kontaktní plocha s podložkou je větší.

Sed

Je poloha, kde se těžiště nachází výše a při nesprávném dlouhodobém sezení dochází k poruchám zakřivení páteře. Hledání ideální pozice při sezení je poměrně náročná věc, protože zde velmi záleží na parametrech okolí tzn. dostupných pomůcek, prostředí apod. V případě, že se zaměříme jen na sed u počítače, což je asi jedna z nejčastějších pozic související s moderním stylem života, hraje zde roli výška nastavení židle, výška stolu, postavení monitoru a ovládacích periferií, nastavení opěrky atd. K dosažení ideální pozice za počítačem můžeme dodržovat následující pokyny:

Pozice dolních části těla

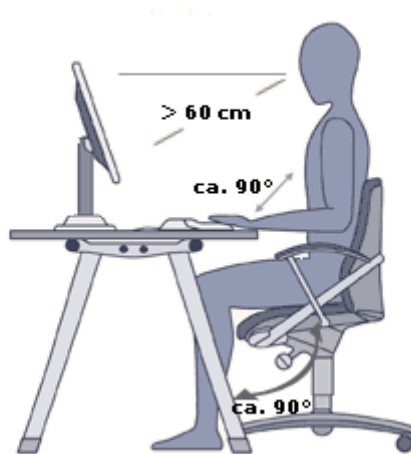
Sedněte si přímo na obě celé sedací kosti, naklopte lehce přední horní část pánve vpřed, nohy rozkročte na šířku pánve, chodidla mějte buď pod kolena nebo lehce před nimi a kolena směřujte na ukazováček chodidla.

Nastavení židle

Výšku sedadla nastavte tak, aby kyčelní kloub byl lehce nad kolenním a úhel tak byl mírně větší než 90°. Opěradlo židle by mělo podírat bederní páteř.

Nastavení horní části těla

Při položení rukou na stůl, by lokty měly svírat s nadloktím úhel 90°. Hlava a krční páteř se nachází v ose a brada je mírně přitažená ke krku (nutné správné nastavení sklonu obrazovky).



Obr. 2: Správný sed u počítače – na židli [10]

Obecně by sed neměl být dlouhodobou statickou pozicí, chceme-li se skutečně vyvarovat zdravotních obtíží, je potřeba pozici u počítače často měnit a zařadit i nějaké kompenzační cvičení. Vystihujícím pojmem je tzv. dynamické sezení, kdy člověk u počítače neustále mění pozici a dochází tak v rámci možností k rovnoměrnému zatěžování namáhaných partií. [1], [8], [9], [10], [17], [18], [19]

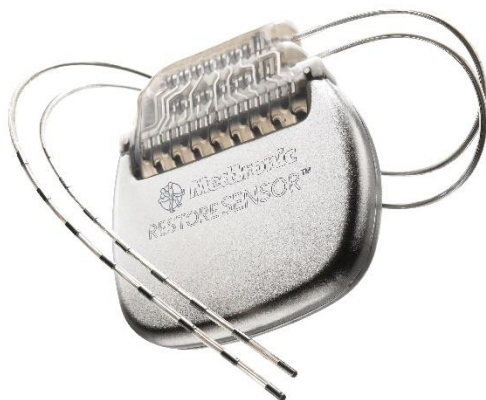
Leh

Leh je úlevová poloha, kdy je většina hmotnosti rozprostřena na podložce a dosažení stability je zde tudíž nejlehčí. Je to poloha vhodná na cvičení při poruchách páteře. [8]

2.5 Obdobné využití myšlenky snímání pohybu v praxi

2.5.1 RestoreSensor - Medtronic

Zástupcem, který do této kategorie spadá jen částečně, je RestoreSenzor od firmy Medtronic, jehož primárním zaměřením není snímání postury, ale je, jak již bylo zmíněno dříve, přístrojem používaným k míšní neurostimulaci. Tento přístroj je schopen reagovat na pohyb/změnu polohy a do těla vyšle v závislosti na typu pohybu slabý stimul. Změna polohy totiž může znamenat, že nositel přístroje hledá úlevovou polohu, a je tedy potřeba vyslat ulevující impulz. Přístroj je napájen baterií a aplikuje se na kůži do oblasti páteře mimo zádové svalstvo. [16], [20], [21], [22]



Obr. 3: RestoreSensor – Medtronic [16]

2.5.2 Lumo Lift

Určen pro normální nošení a snímání zakřivení páteře pomocí jednoho senzoru umístěného na oblečení v oblasti hrudníku. Senzor je uchycen pomocí magnetických spon na oblečení. Toto zařízení je zároveň spárováno s telefonní aplikací a při snímání probíhá přenos dat pomocí bluetooth. Tato data jsou následně v aplikaci vyhodnocována a zobrazována uživateli. Mimo „hlídání“ postury aplikace nabízí i řadu dalších funkcí jako historii, krokoměr apod. Napájení je řešeno pomocí akumulátoru s výdrží cca 1-2 dny. V případě, že je snímáno špatné držení těla, je tato skutečnost nositeli signalizována vibracemi zařízení. Cena zařízení se pohybuje přes 1000 Kč, a i když se jedná o výrobek ne moc známé zahraniční firmy Lumo Bodytech, je možnost zakoupit tento produkt i u nás. [13]



Obr. 4: Využití a podoba Lumo Lift v praxi [11]

2.5.3 Lumo Run

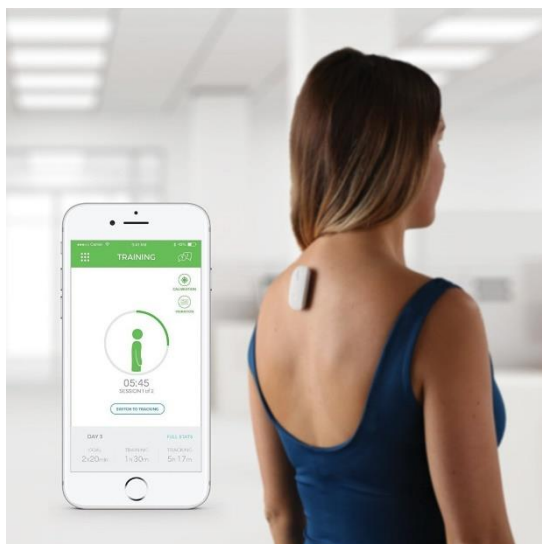
Pracuje na podobném principu jako výše zmíněný Lumo Lift. Toto zařízení je ale určené pro snímání a následné vyhodnocení kvality běhu a postury při běhu. Opět se pravděpodobně využívá jednoho senzoru, který je umístěn v bederní oblasti na lemu spodního oblečení. Stejně jako u druhého zařízení, je i zde propojení s telefonní aplikací zajištěno pomocí bluetooth a aplikace pak uživateli nabízí řadu zajímavých informací o běhu a o držení těla (pánve) při něm. Cena tohoto zařízení je o něco větší, než v případě Lumo Lift ale dostupnost je taktéž i pro český trh. [13]



Obr. 5: Podoba a umístění Lumo Run [12]

2.5.4 Upright GO

Další komerčně dostupné zařízení pro snímání a korekci postury. Stejně jako výše zmiňované produkty od firmy Lumo Bodytech, tak i tato firma nabízí produkt zabývající se snímáním postury Upright GO. Toto zařízení má pravděpodobně obdobnou konstrukci, a i účel je obdobný jako v případě Lumo Lift. Toto zařízení se ale umísťuje lehce nad úroveň mezi lopatkami tzn. téměř na stejné místo jako hrudní senzor v případě produktu této práce. Uchycení je zajištěno pomocí hypoalergenní samolepky, kdy každá dle údajů výrobce vydrží až dva týdny. Vyhodnocování opět probíhá prostřednictvím telefonní aplikace. Upozornění nositele je také zajištěno pomocí vibrací, jejichž síla se nastavuje právě v dané aplikaci. Tento produkt je dostupný i u nás a cena je o něco vyšší než u konkurenčního Lumo Lift. [15]



Obr. 6: Umístění senzoru Upright Go a podoba uživatelského rozhraní [14]

2.5.5 Komerční produkty závěrem

Myšlenka těchto zařízení je téměř stejná s tou, na jejímž základě je vypracována tato bakalářská práce. Rozdíl mezi těmito komerčně dostupnými zařízeními a sestrojovaným v rámci této práce je, že sestrojované zařízení se skládá ze tří senzorů umístěných přímo na páteři v různých pozicích, zatímco Lumo Lift, Lumo Run a Upright GO využívají pravděpodobně pouze jeden senzor a umístění je co nejvíce uzpůsobeno pohodlnému nošení. Dle mého názoru ale ústupky v zájmu pohodlného nošení mohou mít dopad na kvalitu výsledného měření, které pravděpodobně nebude zcela korektní ve všech situacích. Pro porovnání by ale bylo nutné vyzkoušet jak komerční, tak i sestrojovaný výrobek a zjistit, do jaké míry je ovlivněna, a je-li vůbec ovlivněna výsledná kvalita výstupu. V případě Upright GO se domnívám, že díky podobnému umístění senzoru takové rozdíly v hodnotách naměřených v rámci této práce konstruovaným zařízením a hodnotami získávanými komerčním produktem nebudou. Je ale nutné si uvědomit, že v případě komerčně dostupných zařízení budou pravděpodobně použity lepší součástky s kvalitnějšími měřicími parametry. Celkově se na trhu pohybuje jistě více podobných zařízení zabývajících se posturálními problémy a hledat mezi nimi rozdíly by bylo jistě velmi zajímavé a také zdlouhavé. Každá z firem si ale hlídá své know-how a účelem této práce je alespoň částečné funkční přiblížení právě k těmto zařízením s dostupnými prostředky. [13], [15]

2.6 Senzory použitelné ke snímání pohybu a postury

Obecně se dá říci, že senzory využívané ke snímání poloh těla nebo jeho částí získávají komplexní data sestávající se z gyroskopického snímání úhlů, akcelerometrického snímání dat představující rozpoznání pohybu, a nakonec magnetický senzor sbírající data o poloze vůči zemi nebo získání dat o postuře pomocí změny v magnetickém poli. Existují i další metody využívající například optických vlastností. Některé využívané metody jsou uvedeny níže.

2.7 Jiné způsoby kontroly zakřivení zad

2.7.1 Fyzioterapeutické metody

V současnosti se nejvíce využívají ke kontrole zakřivení zad různé fyzioterapeutické metody, které, bavíme-li se o funkčních vyšetřeních, vyžadují určitou dávku zkušeností a můžeme o nich tvrdit, že nejsou příliš objektivní. Velkou výhodou těchto klasických metod je jejich aplikovatelnost, kdy nejsou potřeba prakticky žádné pomůcky a vybavení. Existují různé popisné a hodnotící vyšetřovací metody, které na základě různých úhlů náklonů a předem daných poloh „bodují“ pacienta. Na konci vyšetření po sečtení bodů dochází ke konečnému vyhodnocení, v jakém stavu se pacient po stránce pohybové nachází. Další techniky se například zaměřují na měření vzdáleností různých úseků páteře při ohýbání. Další oblastí jsou pak tzv. laboratorní vyšetření pohybu, které již využívají k hodnocení pomůcky a různá zařízení. Níže jsou uvedeny používané metody funkční i pro laboratorní diagnostiku.

Funkční vyšetření

- Čepojevova vzdálenost – rozsah pohybu krční páteře do flexe (ohyb v kloubu)
- Schoberova distance – pohyblivost bederní páteře
- Stiborova distance – rozvíjení hrudní a bederní páteře
- Forestierova fleche – pro měření fixované hrudní kyfózy či míry předsunutého držení hlavy
- Thomayerova zkouška – tzv. zkouška prostého předklonu – hodnocení hypomobility a hypermobility páteře
- Vyšetření hypomobility a hypermobility – předklon a vzdálenost prstu od podlahy [1], [8]

Existuje řada dalších testů, které jsou již více specifické na jednotlivé části páteře.

Laboratorní vyšetření pohybu

- Kinematická analýza – popisuje polohu těla v prostoru a čase
- Kinetická analýza – popisuje síly působící při pohybu těla
- Elektromyografická analýza – popisuje svalovou aktivitu spojenou s pohybem [8]

Kinematická analýza

Jednodušší pohyby

K měření úhlu mezi segmenty se mohou používat potenciometry. Dále se využívají akcelerometry k měření rychlosti a zrychlení, kdy je hlavním zájmem měření prudkých pohybů (volní balistické pohyby, nárazy (decelerace), třesy).

Složitější multisegmentální pohyby

Jsou to různé systémy sloužící k získání potřebných dat. Často se jedná o pohybovou analýzu pomocí digitálního zachycení polohy částí těla.

- Optické systémy – využívají pasivní (odraz světla) nebo aktivní (přímé vysílání světla z markeru) značky (markery). Dnes už i bezmarkerové optické systémy, které dokáží zpracovávat optický vstup. Tyto lepší systémy jsou schopné rozeznávat tvary a průběžně je sledovat. Především umožňují volnější pohyb bez obav ze zakrytí markerů v některých polohách.
- Inerční systémy – používají miniaturní gyroskopické senzory, které informují o poloze tělesných segmentů. Není nutnost kamer ani markerů. Data jsou v reálném čase bezdrátově odesílána do počítače, kde jsou zpracována. Výhodou je přenosnost, velký snímací prostor a velká přesnost.
- Mechanické systémy – přiléhavé obleky nesoucí kostru z tyček vzájemně propojených potenciometry. Při pohybu se v reálném čase měří úhly mezi tyčkami.
- Magnetické měřicí systémy – registrace magnetického toku ve třech ortogonálních cívkách. Zařízení se skládá z vysílače upevněného na stojanu a určitého počtu senzorů na těle spojených s vysílačem kabely. Oproti optickým systémům lze použít méně markerů, ale jinak má tato metoda mnoho nevýhod (kabely, vzdálenost od vysílače, nemožnost přítomnosti jakýchkoliv materiálů ovlivňujících elektromagnetické pole atd.). [8]

Kinetická analýza

Posturografie (stabiliografie) – při posturografickém vyšetření se měří reakční síly, resp. jejich rozklad ve třech vzájemně kolmých rovinách působících na tenzometrickou plošinu. Počítačová posturografie je elektrofyziologická vyšetřovací metoda, která umožňuje hodnotit motorické balanční mechanismy podílející se na udržování posturální stability. Vyšetření se provádí na tenzometrické nebo silové plošině statické či pohyblivé. Měřicí deska je schopná podle poměru zátěže ve čtyřech bodech rekonstruovat proces udržování polohy (pohyb těžiště). Pro porovnatelnost je nutné zajistit konstantní podmínky měření (postoj, poloha nohou, připažení, pevný bod ve výši hlavy, žádné rozptylování z okolí, ...). Vzhledem k variabilitě křivky jsme pak schopni usoudit, v jakém stavu se nachází stabilizační schopnosti posturálního systému. Vyšetření lze doplnit o další „zatěžovací“ podmínky (zavřené oči, stoj na jedné noze, ...) nebo další vyšetření (EMG). Známé jsou systémy Kistler, AMTI, Bertec, NeuroCom (přímo určen pro klinické využití). [6], [8]

Elektromyografická analýza v biomechanice

Metoda umožňující posoudit stav kosterního svalstva. [8]

2.7.2 Další známé metody využívané v kineziologii

Mechanografie – dnes se s touto metodou setkáme jen vzácně

Kefalograf – složitější zařízení pro registraci mechanického horizontálního pohybu hlavy při stoji. Pro klinické vyšetření je ale toto vyšetření příliš zdlouhavé.

Cervikomotografie – hodnotí rozsah pohybu při rotaci v oblasti krční páteře, ale je přesnější než výše uvedená kefalografie. Má význam pro objektivizaci měření rozsahu pohybových bariér u funkčních poruch pohyblivosti krční páteře pomocí čidel. Může být vyšetřen i pasivní pohyb. [7], [8]

2.7.3 Zobrazovací metody

K přesnějšímu vyšetření se ale využívají různé zobrazovací metody, kde jsou přesně vidět různé patologie a defekty na páteři. Některé metody umožňují i vyšetření tkání v okolí páteře, které také mohou stát za vzniklými potížemi.

Skiografie

Základní a prakticky nejdostupnější rentgenová metoda, která využívá rentgenového záření k zobrazení anatomických struktur. Velkou výhodou je rychlost provedení snímku, dostupnost vyšetření a možnost následné úpravy obrazu. Taktéž tato metoda umožňuje

snímky v různých projekcích (předožadní, boční, šikmá, ...). Nevýhodou této metody je ale sumační zobrazení ve 2D, velmi omezené zobrazení okolních tkání, radiační zátěž a horší zobrazení vlivem různých šumů, sumace, apod. [5]

Rentgenové vyšetření páteře

Pro klinické účely je výhodné rozlišovat tři základní stránky RTG diagnostiky páteře:

Diagnostika strukturálních změn – hodnocení strukturálních změn, předožadní a bočná projekce, v indikovaných případech ještě šikmá projekce.

Funkční diagnostika statiky páteře – především dlouhé snímky ve stoji. Získáváme informace o postavení a sklonu kosti křížové a posledních bederních obratlů (skutečná báze páteře – klíčové pro posouzení statiky celé páteře). Dále se zde dělají snímky v různých rovinách například pro hodnocení skoliózy u snímku z frontální roviny.

Funkční diagnostika pohybové funkce – Snímky v předklonu, záklonu a lateroflexi (ohyb do strany). Hodnocení postavení jednotlivých obratlů proti sobě, hypermobilita a hypomobilita v jednotlivých segmentech. Další indikací tohoto vyšetření je spondylóza a spondylolistéza, kdy se hodnotí stabilita eventuálně posun těl obratlů. [5], [8]

Skioskopie

Tato metoda pracuje na prakticky stejném principu jako skiografie, ale má horší rozlišení obrazů, protože oproti skiografii se využívá k dynamickému zobrazení anatomických struktur, proto se používá v souvislosti s páteří především k navigaci při různých intervenčních zákrocích. [5]

CT – Počítačová tomografie

Je to tomografická metoda, která poskytuje výborné prostorové rozlišení, a především zobrazení v řezech, takže poskytuje lepší strukturální zobrazení. Dokonce umožňuje i vytvoření 3D modelu a další obrazové rekonstrukce. Z mého pohledu je vzhledem k získaným informacím pro vyšetření páteře vhodnější metodou než skiografie. Dále můžeme považovat tuto metodu za poměrně dostupnou. Nevýhodou tohoto vyšetření je ale mnohem vyšší radiační zátěž oproti skiografii a horší zobrazení tkáňových struktur. I u této metody je možnost precizní navigace při invazivních zákrocích. [5]

MR – Magnetická rezonance

Obrovskou předností této metody je výborné zobrazení tkáňových struktur v okolí páteře včetně míchy na úkor zobrazení kostí, které není tak kvalitní. Obdobně jako CT je MR tomografickou metodou, takže poskytuje zobrazení v řezech a umožňuje i stejné rekonstrukce obrazu včetně tvorby případného 3D modelu. Na rozdíl od předchozích metod nevyužívá k zobrazení rentgenového záření, takže velkou výhodou je absence negativních účinků s ním spojených. Nevýhodou je poměrně vysoká cena a vzhledem k oblíbenosti metody i dlouhé čekací lhůty pro vyšetření. Kontraindikací pro toto vyšetření je mimo jiné nemožnost vyšetření pacientů s kovovými implantáty nebo například s pacemakerem. [5]

Ultrazvuk

Tato metoda je především určená k vyšetření měkkých tkáňových struktur a v případě vyšetření páteře nemá tak velký význam jako předešlé metody. Výhodou je při správném použití malá rizikovost vyšetření a můžeme tedy považovat tuto metodu za relativně bezpečnou, proto se toto vyšetření aplikuje poměrně často. Nevýhodou je omezení použití vyšetření u obézních pacientů nebo při existenci edémů ve vyšetřované oblasti a poměrně vysoké nároky na zkušenost vyšetřujícího personálu. [5]

Scintigrafie a hybridní metody

Základem těchto metod je scintigrafie skeletu. Využívá radiofarmaka a jeho akumulčních schopností v místě patologií. Existují různé hybridní metody (např. PET/CT), které podávají obraz o morfologii i metabolické aktivitě tkání. Jedná se o poměrně často využívané techniky, které jsou ale celkem drahé, a především náročné pro pacienta. Vzhledem k vysoké pořizovací ceně a náročnosti na provoz je ale dostupnost těchto metod horší a spíše se dává přednost důležitějším vyšetřením před vyšetřením zad. [5]

3 Technická část

Tato část se věnuje teorii k technické části práce.

3.1 Arduino

3.1.1 Charakteristika

Arduino je otevřená (open source) elektronická platforma založená na uživatelsky jednoduchém hardware a software. V podstatě je to sestavená vývojová deska s mikrokontrolérem, která v závislosti na typu obsahuje různé moduly. Arduino v dnešní době nalezneme v různých provedeních, velikostech a s různými vlastnostmi. Zjednodušeně můžeme Arduino představit jako počítač, který skrze různé senzory dokáže přijímat informace z okolí a pomocí kódu tyto informace zpracovávat. Obrovskou výhodou této platformy je jednoduchost použití, obrovské množství kompatibilního hardware a Arduino shieldů, poměrně dobrá cenová dostupnost, která se odráží od toho, zda se jedná o originální verzi nebo tzv. klon, a především obrovská podpora komunity, která se využitím této platformy zabývá. Existuje velká řada různých návodů a materiálových podkladů, které jsou volně dostupné. Využití této open source platformy je tak prakticky neomezené a pro běžného uživatele velmi dostupné. [23], [24], [33]

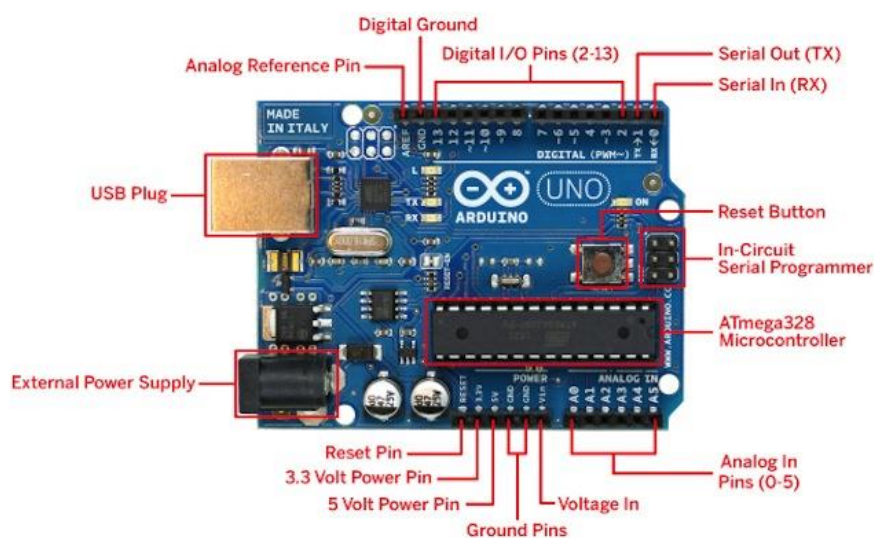
Na rozdíl od podobné platformy Raspberry Pi, která představuje drobný počítač, se pro Arduino řídicí program vyvíjí nejdříve na počítači a až následně je do platformy nahrán a spuštěn (porovnání konkurenčních produktů a Arduina je uvedeno na Obr. 7). Řídicí program se prakticky vždy skládá ze dvou částí, kde v první části dochází k inicializaci a počátečnímu nastavení a v druhé části se nachází smyčka programu, která se neustále opakuje, dokud je platforma připojena ke zdroji napětí. [24]

Name	Arduino Uno	Raspberry Pi	BeagleBone
Model Tested	R3	Model B	Rev A5
Price	\$29.95	\$35	\$89
Size	2.95"x2.10"	3.37"x2.125"	3.4"x2.1"
Processor	ATMega 328	ARM11	ARM Cortex-A8
Clock Speed	16MHz	700MHz	700MHz
RAM	2KB	256MB	256MB
Flash	32KB	(SD Card)	4GB(microSD)
EEPROM	1KB		
Input Voltage	7-12v	5v	5v
Min Power	42mA (.3W)	700mA (3.5W)	170mA (.85W)
Digital GPIO	14	8	66
Analog Input	6 10-bit	N/A	7 12-bit
PWM	6		8
TWI/I2C	2	1	2
SPI	1	1	1
UART	1	1	5
Dev IDE	Arduino Tool	IDLE, Scratch, Squeak/Linux	Python, Scratch, Squeak, Cloud9/Linux
Ethernet	N/A	10/100	10/100
USB Master	N/A	2 USB 2.0	1 USB 2.0
Video Out	N/A	HDMI, Composite	N/A
Audio Output	N/A	HDMI, Analog	Analog

Obr. 7: Porovnání konkurenčních produktů a platformy Arduino [26]

3.1.2 Platforma – Hardware

V závislosti na typu jsou desky osazeny různými komponenty v čele s mikrokontrolery (časté AVR od firmy Atmel), které tvoří nepostradatelnou část. Každá deska obsahuje řadu pinů digitálních i analogových, do kterých se jednoduše připojují další obvody. Některé z digitálních pinů jsou pak dále využitelné jako softwarově řízené PWM výstupy. Použité prvky, kterými jsou desky osázeny, závisí do jisté míry na typu produktu. Na Obr. 8 je uveden popis částí Arduina UNO. Tabulky shrnující základní hardwarové vybavení většiny oficiálně vyráběných desek jsou uvedeny v přílohách viz Tab. 4 a Tab. 5. [24]



Obr. 8: Popis komponent desky Arduino UNO [25]

Důležitým poznatkem týkajícím se hlavního mikrokontroleru je, že tento programovatelný prvek již má bootloader tzn. je vybaven kódem, který zajistí prvotní nastavení mikrokontroleru. Běžný uživatel se již pak nemusí tímto problémem zabývat a může se věnovat psaní konkrétního programu v jazyce, který je jakousi odnoží C/C++ (Wiring). [24]

Právě díky tomu, že je tento projekt typu tzv. „open source“ a podklady jsou tudíž běžně dostupné, existuje celá řada různých klonů ať už oficiálních od firem, jednotlivců či neoficiálních výrobců, kdy všeobecně u klonů mohou být provedeny různé úpravy, ale stále by měla být zachována kompatibilita s původními Arduino produkty. [24]

3.1.3 Arduino shields

Vzhledem k tomu, že se platforma Arduino skládá víceméně jen z mikroprocesoru, nabízejí se různé shiely, které rozšiřují uplatnitelnost i využití pro různé projekty. Těchto shieldů je celá řada a některé desky už je mohou mít zabudované. Příkladem může být Ethernet shield, který umožňuje připojení Arduina k internetu pomocí síťového kabelu. Existuje ale i Wifi shield, který připojí Arduino k internetu bezdrátově. Oba tyto shiely jsou připojeny pomocí komunikačního protokolu SPI. Dalším shieldem je motor shield, který je určen pro pohodlné a bezpečné ovládání stejnosměrných motorů, krokových motorů a servomotorů. Vzhledem k proudové náročnosti, které je nutné pro řízení motorů, se na Motor shieldu nachází i konektor pro externí napájení. Shiely se obecně připojují na standardně dodávané piny Arduina a v závislosti na druhu shieldu probíhá komunikace s Arduinem buď přes SPI, I2C nebo po sériové lince. [24]

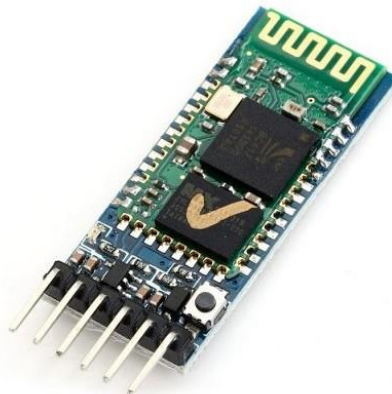
3.1.4 Arduino moduly

Existuje obrovská škála různých modulů, pomocí kterých Arduino komunikuje a získává informace z okolního světa. Právě díky těmto modulům je Arduino využitelné v různých projektech. [24]

Bluetooth HC-05

Je to bezdrátový komunikační modul umožňující propojení Arduina s jiným zařízením. Tento modul obsahuje bluetooth ve verzi 2.0 a komunikuje s Arduinem pomocí sériové linky s výchozí rychlostí 9600 baudů. Modul je poměrně malý a obsahuje pouze malou anténu, což má vliv na výsledný dosah, který pak je maximálně 10 metrů na volném prostranství. Napájení pro modul HC-05 se pohybuje v rozsahu napětí 3,3 až 6 V a

proudový odběr se pak pohybuje okolo 2 mA v klidu a maximálně 40 mA při komunikaci. [29]



Obr. 9: Bluetooth HC-05[29]

Multiplexor CD74HC4067

Je to přerušovací deska, která umožňuje propojení až 16 zařízení pomocí 16 analogových/digitálních kanálů. Tento multiplexor funguje jako rotační spínač, který směřuje společný pin na jeden z kanálů a pracuje jak s digitálními, tak i s analogovými signály. Ovládání směrování se provádí programově, kdy se pomocí binární kombinace přiváděné na 4 piny multiplexoru (S0-S3) volají konkrétní kanály, na kterých jsou připojená zařízení poskytující požadovaná data. Funkční napájení je požadováno v rozmezí 2 až 6 V. [30], [31]

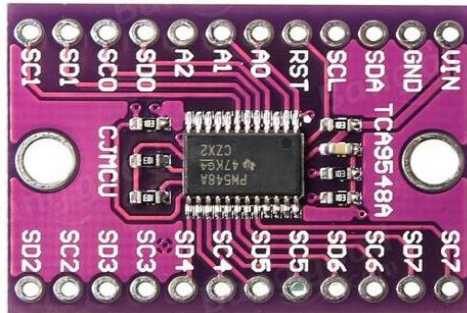


Obr. 10: Multiplexor CD74HC4067[32]

Multiplexor TCA9548A

Jedná se o digitální multiplexor, který pracuje s digitálními daty z připojených snímačů. Multiplexor funguje jako přepínač a u tohoto modulu probíhá komunikace pomocí sběrnice I2C. Celkem má tato součást osm párů kanálů SC0/SD0 – SC7/SD7. Tyto kanály

slouží pro připojení senzorů. Výstupní piny vedoucí do Arduina jsou pak SCL a SDA. Ovládání výběru snímacího zařízení pak probíhá programově, kdy je nutné vyžádat si data z daného snímače pomocí kódu, který se nahrává do Arduina. [27]



Obr. 11: Multiplexor TCA9548A [26]

3.1.5 Processing

Mezi programovacím prostředím Processingu a Arduino IDE nejsou příliš velké rozdíly z pohledu jejich designu a filosofie. Podobně jako u Arduino IDE je i Processing tzv. open-source platforma. Hlavní rozdíl mezi oběma platformami je, že Processing neprogramuje hardware, ale slouží především pro vykreslování různých geometrických tvarů a mimo jiné i pro grafické vyjádření funkcí. Processing vychází z jazyku Java a stejně jako Arduino IDE původní jazyk do jisté míry zjednodušuje, aby programování přiblížil širšímu obecnstvu běžných uživatelů, kteří nemají s programováním až takové zkušenosti. Právě určitá jednoduchost a uživatelská přívětivost stejně jako možnost přímého propojení Arduina s Processingem a real-time zobrazování jsou důvody, proč byla tato platforma vybrána pro vizuální prezentaci dat v této práci. [33], [34]

3.2 Pohybové senzory (Akcelerometry, gyroskopy a IMU senzory)

Jsou to malé komponenty, které sbírají informaci o jevech jako jsou akcelerace, vibrace, orientace v prostoru, náklony, rotace apod. Níže je uvedeno několik senzorů. Tyto senzory se využívají k měření, již výše uvedených fenoménů a jsou užívány v různých prostředcích jako jsou smartphony, herní konzole, hračky, různí roboti atd.

Všechny tyto senzory jsou drobné a velmi levné komponenty poskytující široký rozsah měření. [35]

3.2.1 Akcelerometry

Akcelerometry snímají náklony vůči zemskému povrchu. Dalšími oblastmi využití je pak pro snímání pohybu. Data se měří ve dvou různých jednotkách, a to v metrech za sekundu na druhou (m/s^2) tzv. dynamická akcelerace anebo bereme-li v potaz akceleraci vzhledem ke hmotnosti tzv. statická akcelerace, kterou pak měříme v gravitačních jednotkách (g). Uvnitř senzoru je malý systém, který pracuje na principu ohybu nebo posunu hmoty, kde dochází ke změnám v závislosti na aplikování měřené síly (gravitační nebo pohybová). Velikost ohybu pak značí hodnotu odpovídající výstupnímu signálu. V případě posunu hmoty je detekována změna kapacity vzhledem k pevným elektrodám. Velkou výhodou akcelerometrických senzorů je jejich vysoká přesnost bez náchylnosti k hluku či teplotě, stabilita, nízký výkon a jednoduchá konstrukce. Dále pak dosahujeme dobrých vlastností při měření při nízkých frekvencích. Naopak velkou nevýhodou je omezení ve vysokých frekvencích, ve kterých jsou schopny senzory pracovat. [35], [36], [37], [42],

- **Charakteristické vlastnosti akcelerometrů**

Rozsah – Nejvyšší a nejnižší možné hodnoty, které daný akcelerometr dokáže měřit. V nejvíce případech zde platí, že senzory nabízející nižší rozsah mají vyšší citlivost na výstupu tzn. s vyšším rozsahem ztrácí senzory přesnost. Některé z chytřejších akcelerometrů však mají i volitelná rozmezí.

Rozhraní – Akcelerometry se liší v analogových, pulzně modulovaných (PWM) a digitálních rozhraních. Senzory s analogovými výstupy produkují napětí odpovídající zaznamenané akceleraci a s tímto typem rozhraní je nejjednodušší práce. V řadě mikrokontrolerů je navíc zabudován analogově-digitální převodník. Akcelerometry s PWM rozhraním jsou poměrně vzácné a tvoří čtvercové vlny s fixní frekvencí. Provozní cyklus se pak mění v závislosti na naměřeném zrychlení. Digitální akcelerometry obvykle představují sériové rozhraní prostřednictvím SPI a I2C. Tyto senzory jsou složitější na propojení s mikrokontrolerem, ale jsou populární, protože jsou méně postiženy šumem a nabízí více funkcí oproti analogovým senzorům.

Počet měřitelných os – Nejobvyklejší a nejdostupnější jsou tříosové senzory (x, y a z).

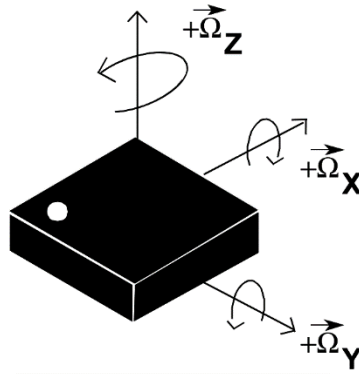
Napájení – Spotřeba se obvykle pohybuje v rozmezí stovek μA a některé senzory dokonce nabízí i funkci uspání (šetří energii), když není akcelerometr potřeba.

Bonusové vlastnosti – Různé senzory mohou nabízet různé funkce navíc jako uspávací funkci, měnitelný rozsah apod. [37]

- OSEPP Accelerometer Sensor Module – tříosý senzor s vysokým rozlišením až do +/- 16 g. Tento senzor se dá využít pro měření do 1 stupně sklonu.
- MMA7260Q – Tříosý akcelerometr se třemi analogovými výstupy a volitelným rozsahem.
- ADXL330 – tříosý senzor s měřitelným rozsahem od -3g do + 3g. Přednostmi toho senzoru je velmi nízká spotřeba a šum.
- ADXL335 – Jeden z nejlepších tříosých senzorů poskytující měření v rozsahu od -3g do + 3g. Má velmi nízké zašumění získaných dat a nízkou spotřebu. Senzor umožňuje citlivost v celém rozsahu +/-3g.
- Memsic 2125 – Dvouosý akcelerometr s rozsahem od -3g do + 3g. Tento senzor je navržen pro měření akcelerace, rotace, náklonu a vibrací pro roboty.

3.2.2 Gyroskopické senzory

Gyroskopy měří úhlovou rychlost tzn. změnu úhlu kolem os za čas. Poskytují více informací o orientaci a nejsou na rozdíl od akcelerometrů ovlivněné gravitací, takže se s akcelerometry doplňují. Principem funkce gyroskopu je struktura podobná vidlici, která je držena pomocí piezoelektrických krystalů na místě. Tato struktura pak při pohybu (sklonu) působí na krystaly silou ve směru sklonu. Piezoelektrickým efektem je pak vytvářen proud, který je následně dále zpracováván mikrokontrolerem. Obvykle se naměřené hodnoty úhlových rychlostí udávají v jednotkách rotace za minutu (RPM) nebo ve stupních za sekundu ($^{\circ}/s$). Osy otáčení jsou označovány buď x, y a z nebo „roll, pitch and yaw“. Jsou poměrně hojně využívány při stavbě robotů, kde měří vyváženost a korekční hodnoty posílají do motorků, které pak robota stabilizují. Tyto senzory využívají disk s velkým těžkým okrajem, který je navržen tak, aby kladl odpor pohybu, když se otáčí na své ose. [35], [36], [37]



Obr. 12: Grafické zobrazení průběhu os snímaných gyroskopem [41]

- **Charakteristické vlastnosti gyroskopů**

Rozsah – Maximální úhlová rychlost nesmí přesáhnout maximální rozsah gyroskopu a zároveň, pokud je rozsah mnohem větší, než je konečná velikost úhlové rychlosti, gyroskop ztrácí na přesnosti.

Rozhraní – Většina gyroskopů má analogový výstup, ale existují i digitální s rozhraním SPI nebo I2C.

Počet měřitelných os – V porovnání s akcelerometry jsou gyroskopy o něco dražší a až v poslední době se začínají objevovat levnější tříosé varianty. Obvykle se dají potkat jednoosé či dvouosé gyroskopy, u kterých je ale nutné si dávat pozor na osy, které tyto senzory snímají, aby uživatel naměřil skutečně to, co jej zajímá.

Napájení – Zde je to stejné jako u akcelerometrů opět v řádu stovek μA .

Bonusové vlastnosti – Mnoho senzorů měří i teplotu, což umožňuje následnou kompenzaci driftu. Jinak se tady u těchto senzorů mnoho funkcí navíc hledat nedá. [37]

- OSEPP Gyroscope Sensor – tříosý senzor kompatibilní s platformou Arduino a s vysokou robustností
- Grove 3-Axis Gyro – tříosý senzor vysoce odolný proti otřesům určený pro širokou škálu aplikací.
- InvenSense ITG-3200 – tříosý gyroskop se sériovým rozhraním a digitálně programovatelným filtrem typu dolní propusti.
- LPY530AL – dvouosý senzor se dvěma různými analogovými výstupy, který se vyznačuje vysokou přesností měření úhlové rychlosti, sklonů a os otáčení.
- L3GD20 – tříosý gyroskop se zabudovaným napěťovým regulátorem a je jednoduše konfigurovatelný s Arduino deskami.

- ITG-3200 – tříosý senzor optimalizovaný na širokou škálu aplikací s kontrolou pomocí dálkového ovladače.
- IDG300 – dvouosý senzor optimalizovaný na vysoký výkon v průmyslových aplikacích.
- Lego Mindstorms NXT Gyro Sensor – senzor navržený pro zapojení v Lego NXT.
- ADXRS613 – velmi malá deska s MEMS gyroskopem.

Tab. 2: Porovnání některých gyroskopických senzorů [41]

Typ	Dynamický rozsah (dps)	ADC
L3GD20	250/500/2000	16 bits
FXAS21002C	250/500/1000/2000	16 bits
LSM9DS0	245/500/2000	16 bits
LSM9DS1	245/500/2000	16 bits
MPU-6250	250/500/1000/2000	16 bits
BMI055	125/250/500/1000/2000	16 bits

Hodnocení nulové úrovně („Zero Rate Levels“) - Tato položka, někdy nazývána jako chyba posunu kalibrace, je velmi důležitou hodnotou, která by měla být zaznamenána v datovém listu každého zařízení obsahující gyroskop. Tato hodnota značí výstupní generovanou odchylku skutečného výstupního signálu od ideálního výstupního signálu, pokud je zařízení v klidu (nepohybuje se). Ze samotné definice je jasné, že v našem zájmu je, aby tato hodnota byla co nejnižší a nedocházelo tak ke zkreslení, které je pak nutné kompenzovat. Je-li chyba lineární pak lze kompenzaci provést kalibračním posunem. V Tab. 3 jsou uvedena některá zařízení a jejich porovnání z hlediska „Zero Rate Levels“. [41]

Tab. 3: Tabulka porovnání některých gyroskopů z hlediska „Zero Rate Levels“ [41]

Typ	+/- 250 dps	+/- 500 dps	+/- 2000 dps
L3GD20	10 dps	15 dps	75 dps
FXAS21002C	0.3906 dps	0.78125 dps	3.125 dps
LSM9DS0	10 dps	15 dps	25 dps
LSM9DS1	??? <= 30 dps	??? <= 30 dps	30 dps
MPU-9250	5 dps	???	???
BMI055	? 1 dps	???	???

Uvedené znaky „?“ značí neznámou hodnotu.

3.2.3 IMU senzory

Pokud akcelerometr měří akceleraci a náklony a gyroskopické senzory snímají orientaci a úhlové rychlosti, pak IMU senzory nebo také „Inertial Measurement Unit“ kombinují vlastnosti jak akcelerometru, tak i gyroskopu, protože IMU senzory oba tyto snímače obsahují. Tyto senzory mohou být využívány jako akcelerometry stejně jako gyroskopy a uživateli umožňují získat kompletní informace o pohybu, orientaci atd. Jejich použití je tedy vhodnější, pokud je třeba získávat obecnější informace. IMU senzory poskytují měření od dvou do šesti stupňů volnosti (DOF), ale vyskytují se již i senzory s více stupni volnosti (až devět) v kombinaci s magnetickým kompasem. Tyto senzory jsou hojně využívány v zařízeních vyžadujících znalost přesné polohy jako například nástroje používané při studiu pohybů těla. Velkou nevýhodou u těchto senzorů je ale nutnost počítání s větší tolerancí vůči chybám vznikajícím při měření. [35], [37]

Můžeme dělit do dvou tříd:

Jednoduché IMU desky – kombinují akcelerometr a gyroskop na jednu desku plošných spojů

Složitější IMU jednotky – propojují mikrokontroler se snímači a vytváří sériový výstup

- AltIMU-10 Gyro, Accelerometer, Compass, and Altimeter – IMU senzor s více než deseti závislými měřeními tlaku, magnetismu, rotace a akcelerace pro výpočet nadmořské výšky a orientace robotů.
- IDG500/ADXL335 – IMU deska s IDG500 dvouosým gyroskopem a ADXL335 akcelerometrem, které poskytují měření sklonů a náklonů v pěti osách.
- Ultra-Thin IMU – deska s LPR530AL, LY530ALH a ADXL335 senzory pro měření sklonů, rolování a otáčení v šesti osách.
- ITG3200/ADXL345 – IMU deska s ADXL345 akcelerometrem a ITG-3200 MEMS gyroskopem poskytující měření na šesti osách.
- Ding and Dent – IMU senzor spojující ADXL345 akcelerometr, HMC5843 magnetometr a ITG-3200 gyroskop pro širokou škálu měření orientace a umístění pro celkem devět stupňů volnosti. [35]

- **MPU-60X0 (MPU-6000 a MPU-6050)**

Senzory MPU-60X0 jsou první šestiosá zařízení na kontrolu pohybu, která kombinují tříosý gyroskop, tříosý akcelerometr a digitální pohybový senzor („Digital motion sensor“ = DMP). Pomocí sběrnice I2C je možné připojení externího tříosého kompasu a získat tak kompletní 9osý výstup. MPU-60X0 mají tři šestnáctibitové analogově digitální převodníky (ADC) pro digitalizaci výstupů z gyroskopu a další tři šestnáctibitové ADC převodníky pro digitalizaci výstupů z akcelerometru pro přesnější sledování rychlejších i pomalejších pohybů. Výhodou těchto senzorů jsou i uživatelsky programovatelný gyroskop v plném rozsahu ± 250 , ± 500 , ± 1000 a ± 2000 °/s (dps) a uživatelsky programovatelný akcelerometr v plném rozsahu $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ a $\pm 16g$. Komunikace se všemi registry zařízení se provádí pomocí I2C sběrnice na frekvenci 400 kHz. Mezi další funkce patří vestavěný snímač teploty a oscilátor na čipu s odchylkou $\pm 1\%$ v rozsahu provozních teplot. MPU-60X0 pracuje v rozmezí napájecího napětí VDD 2.375V-3.46V. Navíc MPU-6050 poskytuje referenční kolík VLOGIC (kromě svého analogového napájecího kolíku: VDD), který nastavuje logické úrovně jeho rozhraní I2C. Napětí VLOGIC může být $1,8V \pm 5\%$ nebo VDD. MPU-6000 a MPU-6050 jsou totožné kromě toho, že MPU-6050 podporuje pouze sériové rozhraní I2C, a má samostatný referenční kolík VLOGIC. MPU-6000 podporuje rozhraní I2C i SPI a má a jediný napájecí kolík, VDD, který je logickým referenčním zdrojem zařízení a analogovým napájením součásti.

Funkce gyroskopu:

- Digitální výstupy úhlové rychlosti v osách x, y a z a uživatelská programovatelnost v plném rozsahu ± 250 , ± 500 , ± 1000 a ± 2000 °/s
- Externí synchronizační signál připojený ke kolíku FSYNC podporuje synchronizaci snímků, videa a GPS
- Integrované šestnáctibitové ADC umožňují simultánní vzorkování gyroskopů
- Zvýšená teplotní stabilita zkreslení a citlivosti snižuje potřebu uživatelské kalibrace
- Vyšší výkon s nízkým kmitočtem
- Digitálně programovatelný nízko pásmový filtr
- Provozní proud gyroskopu: 3,6 mA
- Pohotovostní proud: 5 μ A
- Továrně kalibrované měřítko citlivosti

Funkce akcelerometru

- Digitálně výstupní tříosý akcelerometr s programovatelným plným rozsahem $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ a $\pm 16g$
- Integrované šestnáctibitové převodníky ADC umožňují současný odběr vzorků akcelerometrů, přičemž nevyžadují žádný externí multiplexor
- Normální provozní proud akcelerometru: $500\mu A$
- Nízko proudový režim akcelerometru: $10\mu A$ při 1,25Hz, $20\mu A$ při 5Hz, $60\mu A$ při 20Hz, $110\mu A$ na 40Hz
- Detekce a signalizace orientace
- Detekce klepnutí
- Uživatelsky programovatelné přerušování
- Přerušování High-G

Další funkce

- 9-Axis MotionFusion pomocí procesoru Digital Motion Processor (DMP) na čipu
- Pomocná master I2C sběrnice pro čtení dat z externích čidel (např. Magnetometru)
- Provozní proud 3,9 mA, když jsou aktivovány všechny osy (6) snímání pohybu a DMP
- Rozsah napájecího napětí VDD 2,375V-3,46V
- Flexibilní referenční napětí VLOGIC podporuje více vstupů rozhraní I2C (pouze MPU-6050)
- Minimální citlivost v příčné ose mezi osami akcelerometru a gyroskopu
- 1024 bytů FIFO vyrovnávací paměť snižuje spotřebu energie tím, že umožňuje hostitelskému procesoru číst data a poté přejde do režimu nízké spotřeby, protože MPU shromažďuje více dat
- Snímač teploty digitálního výstupu
- Uživatelsky programovatelné digitální filtry pro gyroskop, akcelerometr a snímač teploty
- 10 000 g odolných vůči otřesům
- 400kHz rychlý režim I2C pro komunikaci se všemi registry
- 1MHz sériové rozhraní SPI pro komunikaci se všemi registry (pouze MPU-6000)

- 20MHz SPI sériové rozhraní pro čtení snímačů a registrů přerušení (pouze MPU-6000) [39]

3.2.4 Obecné informace k pojmům

Rozsah – rozsah ve kterém senzory získávají data

Rozhraní – způsob kterým jsou data posílána a předávána mezi mikrokontrolerem a zařízením. Analogové signály jsou jednoduché na čtení a mohou být měřeny většinou mikrokontrolerů s malým kódem. Sériová komunikace je náročnější, ale umožňuje nést více informací než analogové signály. Sériové a I2C jsou běžné v situacích kdy je potřeba číst více os.

I2C je dvoužilové sériové rozhraní, které umožňuje několika zařízením sdílet sběrnici a vzájemně komunikovat.

Osy – ukazují počet směrů, ve kterých mohou být data měřena. Akcelerometry měří akceleraci podél os a gyroskopy kolem os.

Napájení – Množství energie, které senzory spotřebují během své činnosti. Systém by měl dodávat přinejmenším tolik proudu kolik je psáno jako minimální ve specifikaci a raději trochu víc aby se předešlo nepravidelnému chování nebo podmínkám zahuštění. Mnoho zařízení má různé režimy, ve kterých spotřebovávají podstatně méně energie.

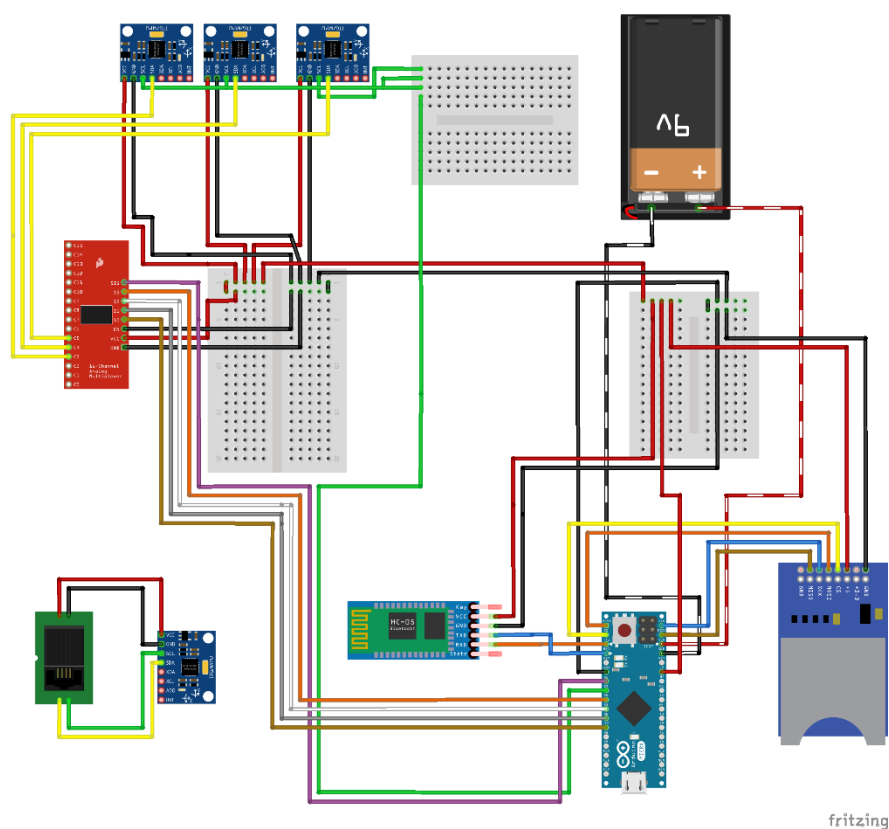
Bonusové vlastnosti – Různé pro různé senzory. [37]

Při výběru nejlepšího nebo nejvhodnějšího senzoru obecně hrají roli i vlastnosti jako citlivost, dynamický rozsah, šířka pásma (Hz) apod. [42]

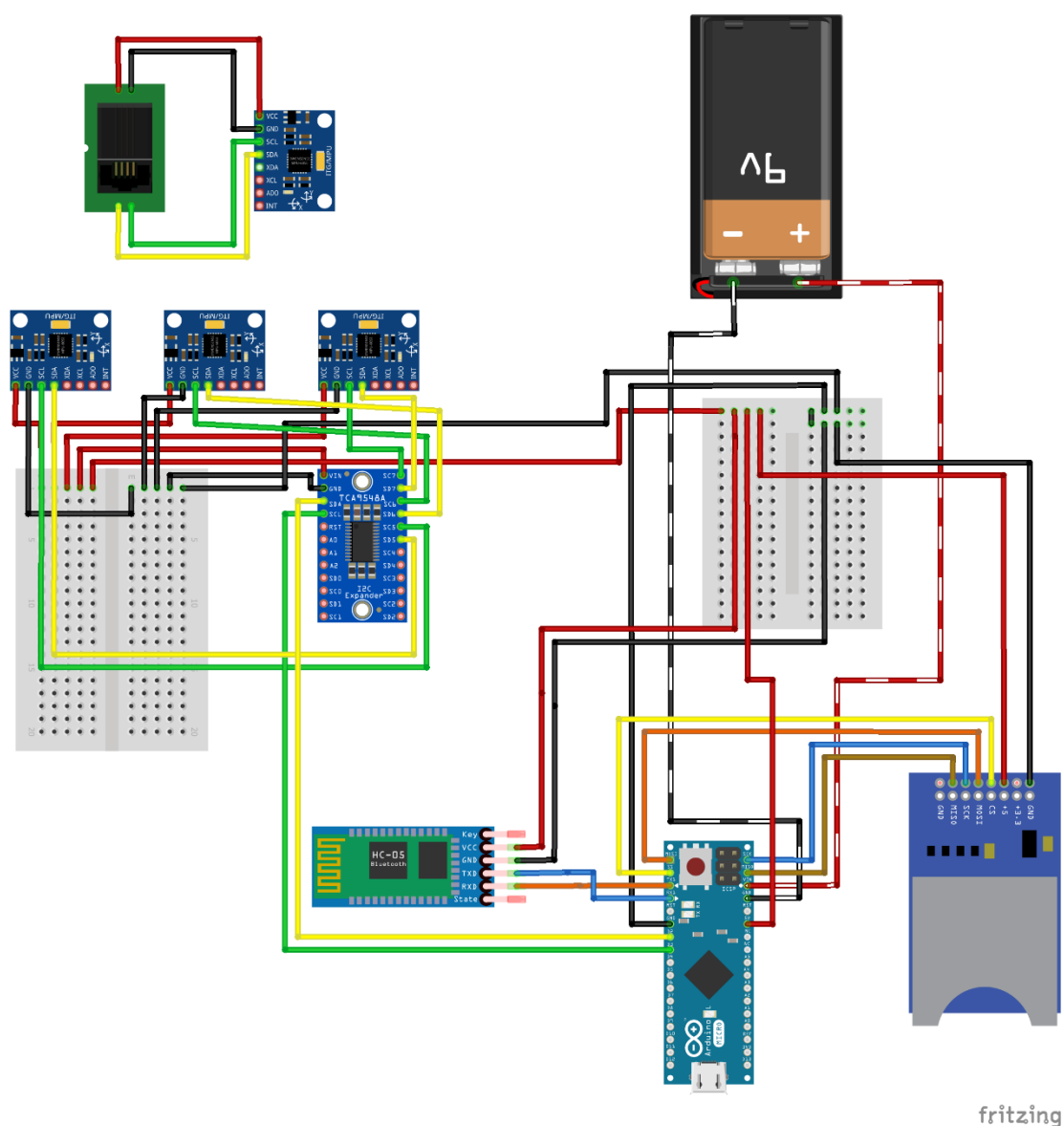
4 Návrh a realizace

4.1 Návrh zapojení a realizace

Původní návrh počítal s využitím analogového multiplexoru CD74HC4067, kdy náčrnek pospojování je uvedený na Obr. 13. Tento návrh byl sestaven, ale kvůli problematickému získávání dat ze senzorů, kdy byla poměrně nestabilní odezva ze senzorů stejně jako čtení dat, jsem se rozhodl pro optimalizaci návrhu. Změna v novém návrhu spočívala v nahrazení analogového multiplexoru CD74HC4067 za digitální multiplexor TCA9548A. Kvůli jinému způsobu zapojení byly provedeny změny v náčrsku pospojování. S použitím tohoto modulu došlo k určitému zjednodušení a zpřehlednění konstrukce zařízení. Výsledný konečný návrh sestavení je uveden na Obr. 14. Změna v zapojení je především ve zmenšení počtu potřebných propojovacích kabelů, změna v připojení senzorů k multiplexoru i propojení tohoto přepínače s použitým Arduino Micro. Změny se následně nevyhnuly ani řídicímu kódu. Výsledný funkční kód je přiložen jako samostatná příloha. Původní kód pro zprovoznění zařízení s analogovým multiplexorem není právě z důvodů pochybností o funkčnosti přiložen.



Obr. 13: Návrh zapojení komponent pro realizaci měřicího zařízení s analogovým multiplexorem CD74HC4067



Obr. 14: Návrh zapojení komponent pro realizaci měřicího zařízení s digitálním multiplexorem TCA9548A

4.1.1 Použité součástky a vysvětlení schématu

Celkem je projekt členěn na čtyři bloky. Skladba bloků je uvedena v podkapitolách níže. Označení součástí v závorkách je pro zapojení s analogovým multiplexorem CD74HC4067, které, jak bylo popsáno výše, není konečným konstrukčním řešením této práce. Skladba bloků popisovaných níže je podle Obr. 14.

První dva bloky jsou stejné a jsou složeny z IMU senzoru MPU-6050 a zástrčky pro přípojný kabel RJ9. Na schématu je tento blok nastíněn v levém horním rohu.

Třetí blok je složitější a dochází v něm nejen ke snímání signálu jako v předchozích dvou blocích pomocí senzoru MPU-6050, ale je to i místo přepojování požadovaných signálů ze sensorů pomocí multiplexoru TCA9548A (CD74HC4067). Tento blok se tedy

skládá ze senzoru MPU-6050, multiplexoru TCA9548A (CD74HC4067), dvou zástrček pro přípojný kabel RJ9 z předchozích dvou sensorických bloků a jedné zástrčky pro přípojný kabel RJ9(RJ45) propojující tento blok s Arduinem. Tento blok je nastíněn v levé prostřední části schématu.

Čtvrtý blok už nefunguje jako sensorický, ale jako funkční řídicí blok. Součástí tohoto bloku je Arduino Micro, který splňuje řídicí a programovatelnou funkci. Dále se zde nachází bluetooth modul HC-05 pro bezdrátovou komunikaci, SD modul pro záznam naměřených dat, 9V baterie s vypínačem a zástrčka pro přípojný kabel RJ9 (RJ45) z třetího bloku. Tento blok je nastíněn v pravé části schématu.

4.2 Realizace a podoba projektu

Jednotlivé bloky byly spájeny tak, aby zabíraly co nejmenší rozměry. Malé rozměry jsou dány s ohledem na pohodlnější nošení. Tyto sestavené bloky jsou následně uzavřeny a upevněny v krabičkách z plexiskla vytvořených cíleně pro jednotlivé bloky pomocí laserové řezačky. Samotné uchycení jednotlivých bloků je pak realizováno pomocí hrudního a bederního pružného pásku a v případě krčního senzoru pak pomocí lepidla kineziologického pásku. Způsoby upevnění byly navrženy tak, aby se senzory nepohybovaly z určených míst a zajišťovaly stabilní měření požadovaných hodnot ideálně bez nežádoucího rušení způsobeného nechtěným pohybem. Zároveň byl kladen důraz na maximální pohodlí a minimální omezování pro nositele zařízení.



Obr. 15: Konečná podoba jednotlivých bloků

4.3 Program

Po úspěšném sestrojení měřícího aparátu bylo nutné vytvořit i kód pro správnou funkci zařízení. Tento kód pro řízení Arduina je uveden samostatně jako příloha k této práci. Kód byl vytvářen na základě dostupných materiálů z internetu a vlastních znalostí. V rámci kódu bylo potřeba zajistit snímání dat, bluetooth komunikaci a ukládání dat na SD kartu, pro případné dlouhodobější měření a následné zpracování. Snímaná akcelerometrická data ze senzorů bylo nutné zpracovat a přepočítat na požadované úhly pro **sklon** ve směru osy X a **náklon** ve směru osy Y za použití vzorců: [46]

$$Sklon = \tan^{-1} \left(\frac{ax^2}{\sqrt{ay^2+az^2}} \right) \quad (1)$$

$$Náklon = \tan^{-1} \left(\frac{ay^2}{\sqrt{ax^2+az^2}} \right) \quad (2)$$

ax , ay , az jsou hodnoty naměřené akcelerometrem v osách X, Y a Z.

Takto vypočtené hodnoty úhlů jsou v radiánech, proto pro požadované úhly ve stupních, je nutné hodnoty podělit konstantou **K**: [46]

$$K = \frac{\pi}{180} \quad (3)$$

Výsledné hodnoty jsou ve stupních a jako takové jsou dále využívány pro zobrazení a další práci.

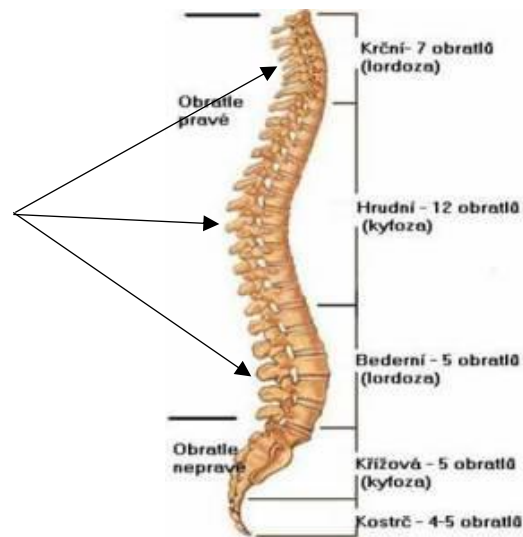
V rámci zadání této práce byl i požadavek na vhodné zobrazení dat uživateli. Toto zobrazení bylo provedeno primárně prostřednictvím Processingu, kdy výstup ze zařízení je uživateli v real-time režimu graficky zobrazen na počítači. Spojení mezi počítačem a zařízením je zprostředkováno prostřednictvím bluetooth. I tento funkční kód je samostatně přiložen k této práci a při jeho tvorbě se vycházelo ze zdrojů na internetu. Upozorněním pro případné konstruktéry využívající tento kód je, že pro správnou funkci přenosu dat přes bluetooth mezi počítačem a zařízením je nutné nastavit správný komunikační port!

Poslední kód pro zpracování dat ze zařízení je vytvořen v prostředí Matlab. Zde vznikl jednoduchý zobrazovací skript pro data z SD karty. Výsledkem tohoto kódu je tedy zobrazení dat z dlouhodobějšího záznamu. Zpracování lze provést pouze zpětně a

vyžaduje větší spolupráci ze strany uživatele. Tento kód vznikl především na základě vlastních znalostí z programování.

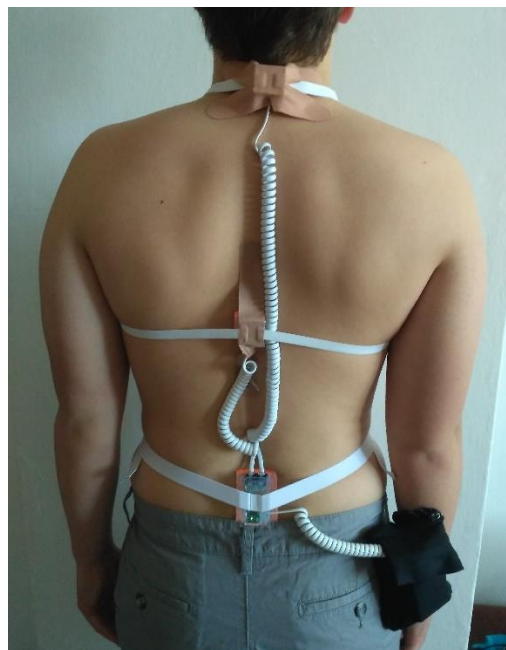
Na zdrojové materiály, ze kterých vznikly kódy pro Arduino a Processing, odkazují pod touto textovou částí. [36], [46], [47], [48], [49], [50], [51], [52]

4.4 Návrh umístění senzorů



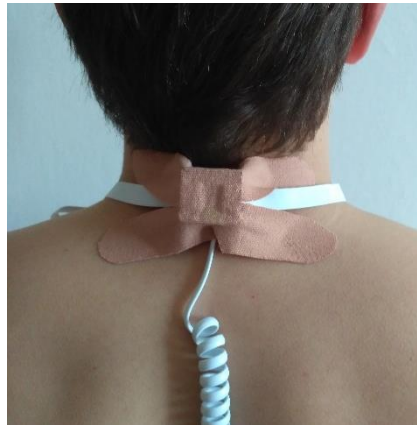
Obr. 16: Představení ideálního umístění senzorických bloků na páteři [53]

Měření je zajištěno třemi bloky, které mají být fixovány ve třech bodech podobně, jako je tomu na Obr. 17. Při umístění senzorů by se mělo dbát co nejlepšího přiblížení ideálnímu umístění podle Obr. 16.



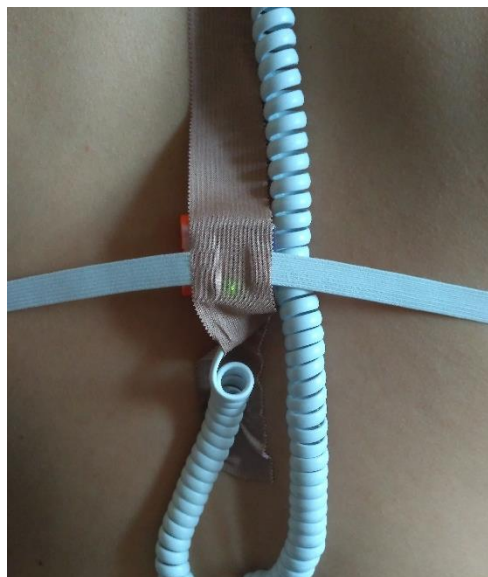
Obr. 17: Podoba reálného rozmístění a uchycení senzorů

První blok by měl být umístěn ideálně v oblasti krční lordózy v pozici mezi krčními obratli C3-C4. Umístění na této pozici je pravděpodobně nejproblematictější a zároveň lze očekávat, že data z tohoto senzoru budou mít nejlepší vypovídající hodnotu pro smysl práce, tedy rozeznání špatného držení hlavy při sedu či stoji. U tohoto senzoru bylo z důvodu nemožnosti upevnění pomocí pásky využito lepidivého kineziologického pásku.



Obr. 18: Uchycení krčního senzoru

Druhý blok by měl být umístěn v oblasti hrudní kyfózy ideálně v pozici mezi obratli Th7-Th8. Tento senzor je umístěn pomocí hrudních pásů. I u tohoto senzoru lze očekávat, že bude podávat důležité hodnoty.



Obr. 19: Uchycení hrudního senzoru

Třetí a poslední blok obsahující i multiplexor je zároveň rozměrově největším ze všech sensorických bloků. Tento segment je umístěn v oblasti bederní lordózy mezi obratli L3-L4. Upevnění této části je uskutečněno opět pomocí pásku.



Obr. 20: Uchycení bederního senzoru

Řídící a napájecí blok obsahující Arduino může být umístěn v textilní kapsičce připevnitelné k očku na pásek, popř. v kapse.



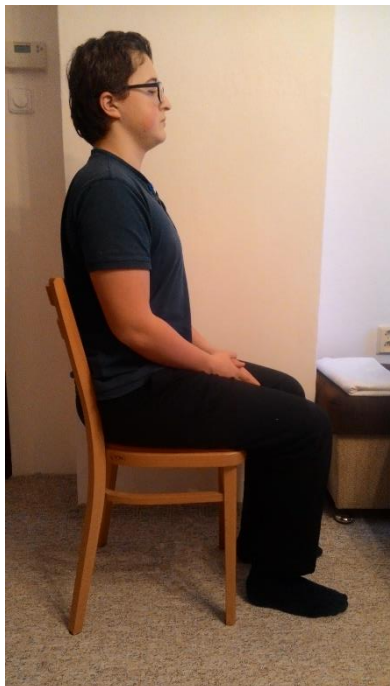
Obr. 21: Uchycení řídicího bloku

Obecně lze říci, že uvedené ideální pozice jednotlivých senzorů jsou spíše orientační, protože dosažení stabilního umístění na těchto místech bude složité. Je tedy nutné počítat s určitou chybou měření. Nicméně nároky na umístění nejsou tak striktní. Spíše je důležité se soustředit na stabilní uchycení už jen s ohledem na měřicí mechanismus a snahu o naměření nejkonstantnějších dat. Z důvodu stability byly nakonec některé senzory dodatečně uchyceny lepicí páskou (Omniplast). [44], [45]

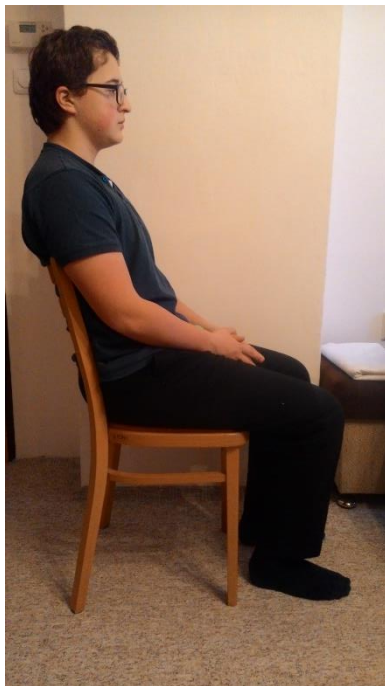
4.5 Příklady měřitelných poloh

Pro účely této práce probíhalo měření ve dvou polohách, a to v sedě a ve stoji v klidu. Tyto polohy byly vybrány z důvodu nejčastějších klidových poloh, kde se mohou projevat špatné návyky a špatné držení těla. Následující fotografie zobrazují příklady ideálních a chybných poloh, které by mohly být rozeznávány vzhledem k vzniklým odchylkám od ideální pozice (správný sed nebo stoj). Konkrétní výsledky z měření a zpracování jsou uvedeny dále v práci.

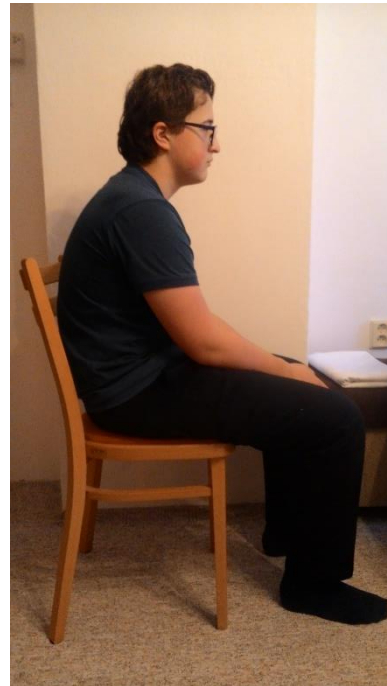
Níže uvedené fotografie znázorňují určité pozice, které by mohly tvořit základ obvyklého chování při sedu i stoji. Konečná sestava měření by se měla skládat z prvotního kalibračního měření při ideálním sedu i stoji. Následovat by pak měly polohy, ve kterých se testovaná osoba cítí pohodlně a které jsou zaujímány osobou při práci bez uvědomění si snímacího zařízení.



Obr. 24: Správný sed



Obr. 23: Špatný sed – záklon



Obr. 22: Špatný sed – předklon



Obr. 25: Správný stoj



Obr. 26: Špatný stoj

5 Výsledky

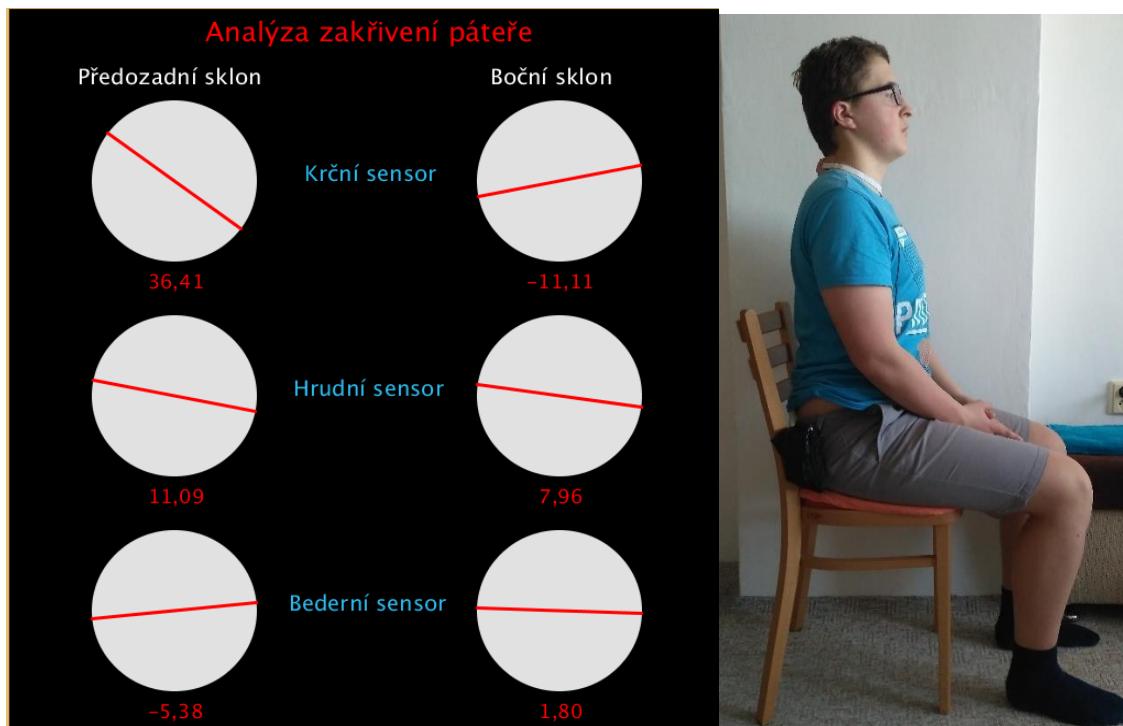
5.1 Náklony ve vzorových polohách

V této části jsou uvedeny obrázky jednotlivých snímaných poloh (vpravo) a zobrazovaných dat v programu Processing (vlevo) s číselnou hodnotou úhlu ($^{\circ}$) a vizuálním zobrazením náklonu jednotlivých měřících bloků (částí páteře) pomocí přímek v kruzích. Data z Processingu odpovídají v dané chvíli poloze na snímku. Jednotlivé bloky jsou uchyceny dle předchozích úvah viz „Návrh umístění senzorů“.

Tato část ukazuje výstupní data, která jsou snímána jednotlivými senzory umístěnými v definovaných polohách (1-8). Data jsou přenášena pomocí bluetooth z Arduina, které data ze senzorů předzpracovává, do počítače. V počítači je spuštěn kód v Processingu, který data získává a následně graficky i číselně prezentuje uživateli. Předzpracování znamená, že každá výstupní hodnota se skládá z průměru šedesáti hodnot, které neustále snímá senzor.

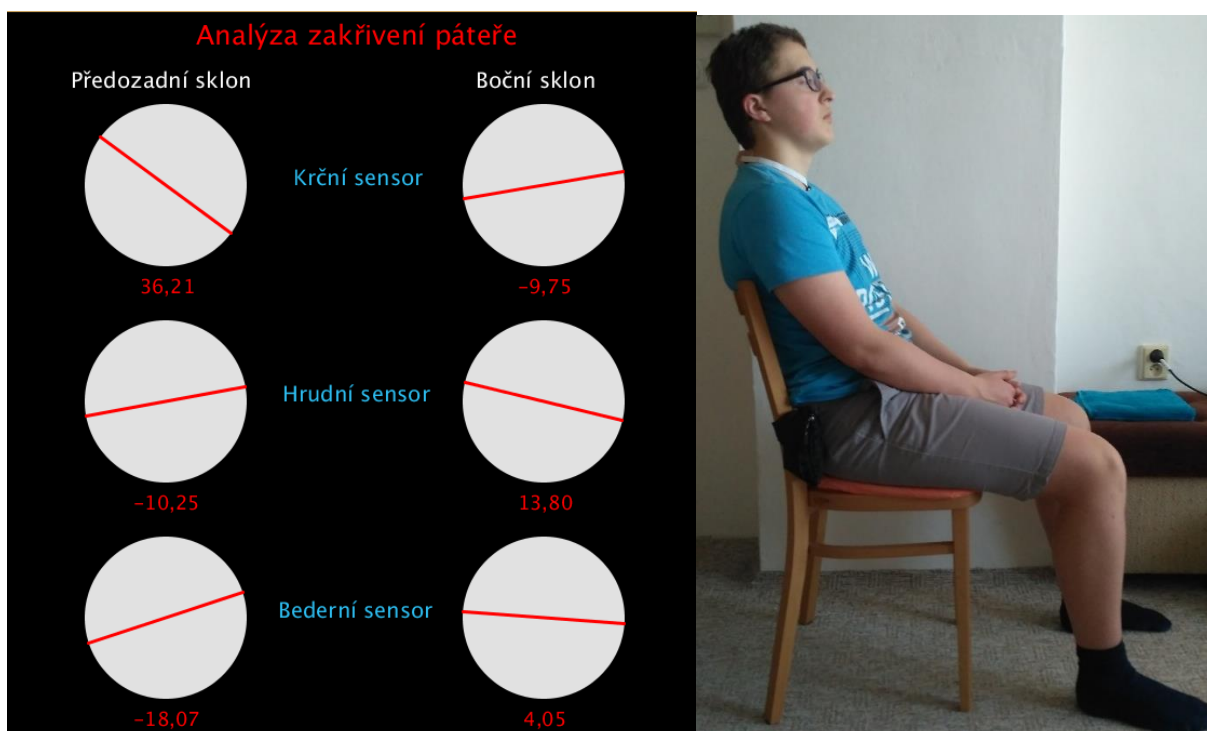
Výsledné obrázky prezentované v této části se skládají z fotografie osoby v předem definované poloze a snímku grafického výstupu. Pro lepší názornost bylo využito nejen číselného formátu zobrazovaných dat, ale i jejich vizualizace pomocí kruhů a přímek v nich, které se natáčejí v závislosti na získané číselné hodnotě. Je tedy možné si následně lépe představit, jak je daná osoba natočena, popř. jak se jednotlivé senzory získanými daty liší. Přitom kolečka znázorňující „Předozadní sklon“ představují předklony a záklony měřené osoby (náklon v ose Y) a na druhé straně kolečka pro „Boční sklon“ značí vychýlení do stran (sklon v ose X). Je nutné upozornit, že data, která jsou v této části zobrazována, jsou chybně kalibrována, proto natočení přímek i hodnoty zcela neodpovídají reálné situaci. Problematice kalibrování se více věnuje další část textu. Přesto, že se jedná o hodnoty chybně kalibrované, tak splňují pro tuto část svůj účel, protože představují, že číselné hodnoty, a tedy náklony a sklony se mění podle dané posturální polohy. Tím je prokázáno, že zařízení je pro záměr práce funkční.

5.1.1 Poloha 1 – Správný sed



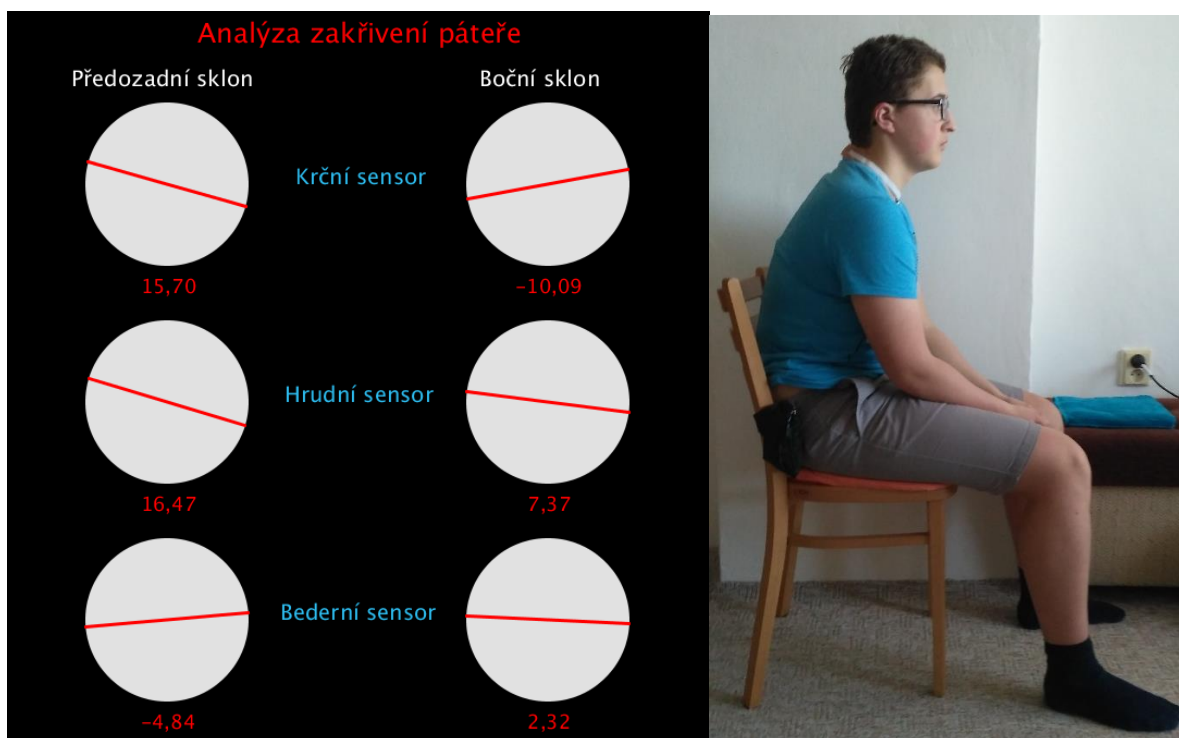
Obr. 27: Správný sed

5.1.2 Poloha 2 – Špatný sed (záklon)



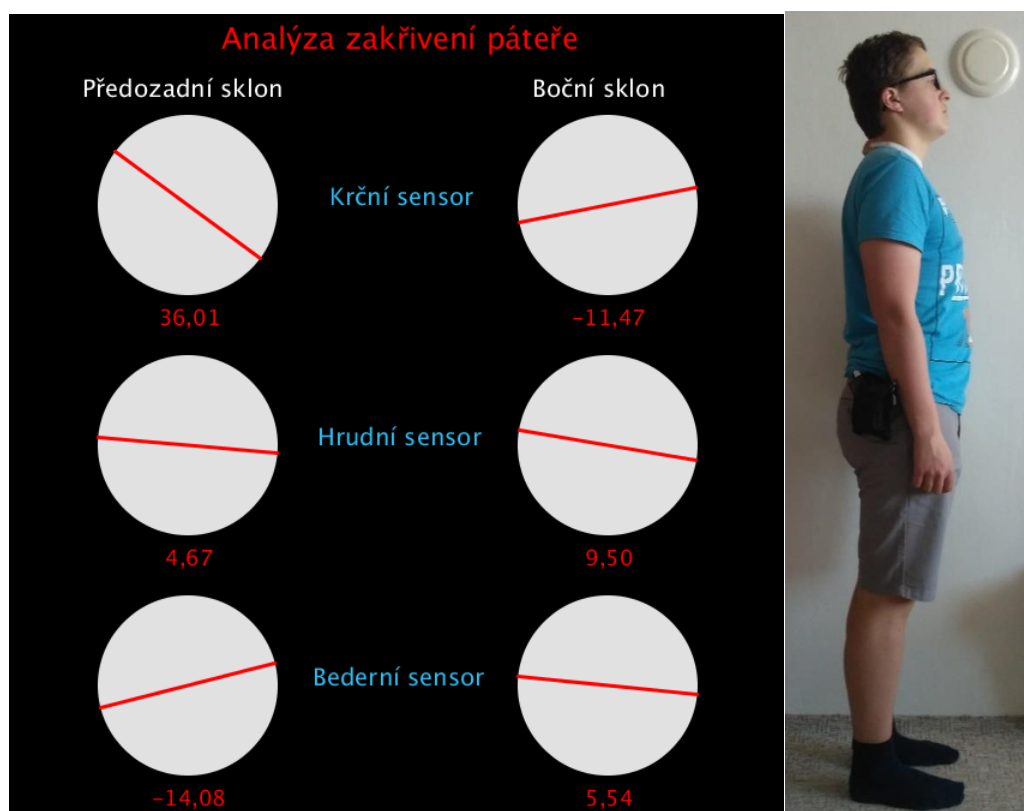
Obr. 28: Špatný sed – záklon

5.1.3 Poloha 3 – Špatný sed (předklon)



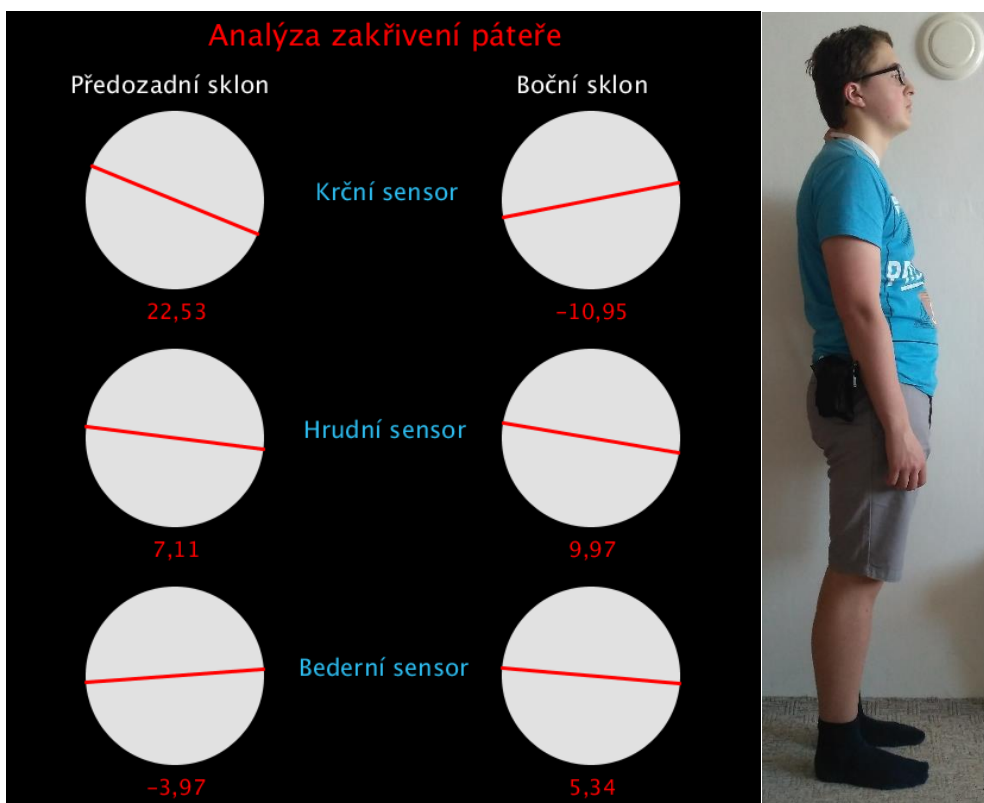
Obr. 29: Špatný sed – předklon

5.1.4 Poloha 4 – Správný stoj



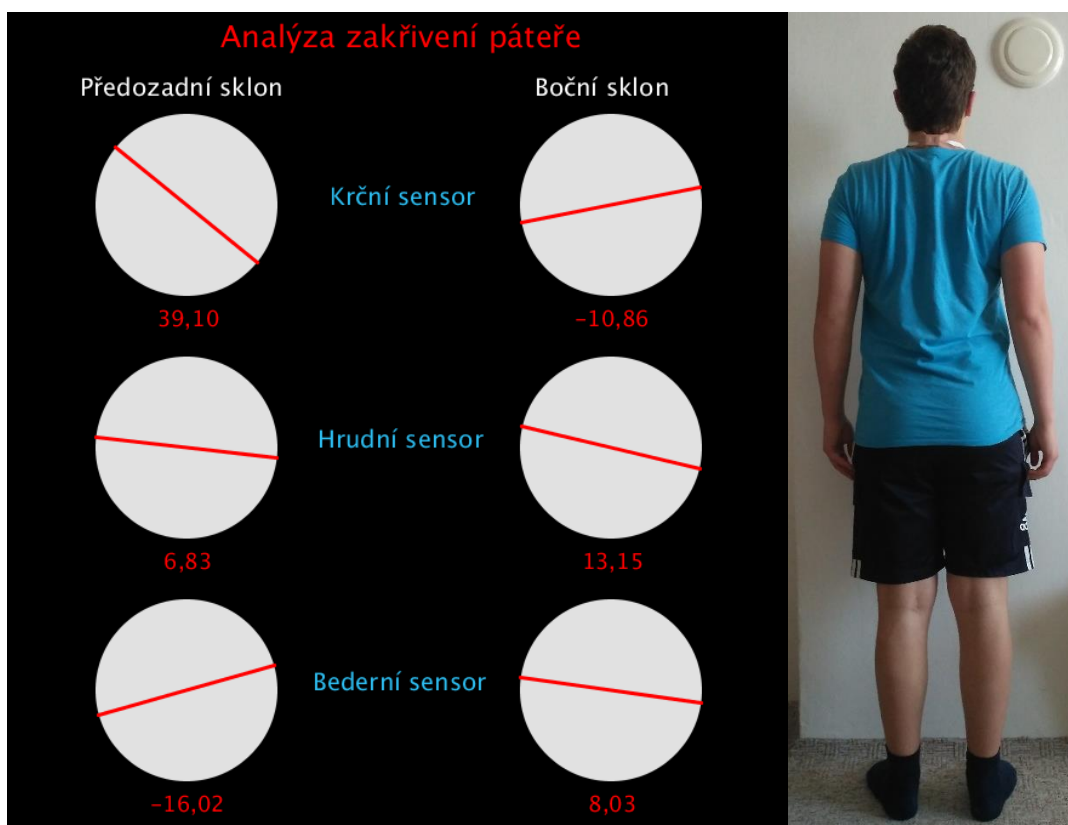
Obr. 30: Správný stoj

5.1.5 Poloha 5 – Špatný stoj



Obr. 31: Špatný stoj

5.1.6 Poloha 6 – Správný stoj (zezadu)



Obr. 32: Správný stoj zezadu

5.1.7 Poloha 7 – Stoj se sklonem na levou stranu



Obr. 33: Sklon na levou stranu

5.1.8 Poloha 8 – Stoj se sklonem na pravou stranu



Obr. 34: Sklon na pravou stranu

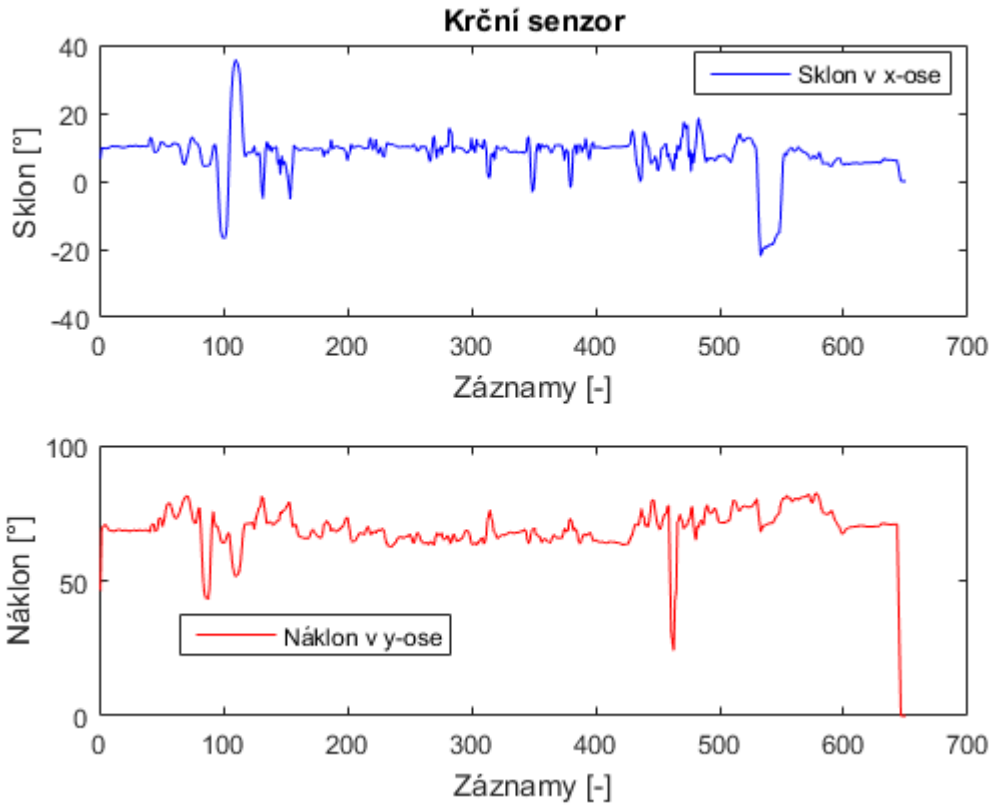
5.2 Zpracování z dlouhodobého záznamu

V této části jsou představeny výsledné grafy ze snímaných hodnot jako výsledky offline zpracování dlouhodobě měřených dat zahrnující všechny polohy zaujaté v průběhu měření.

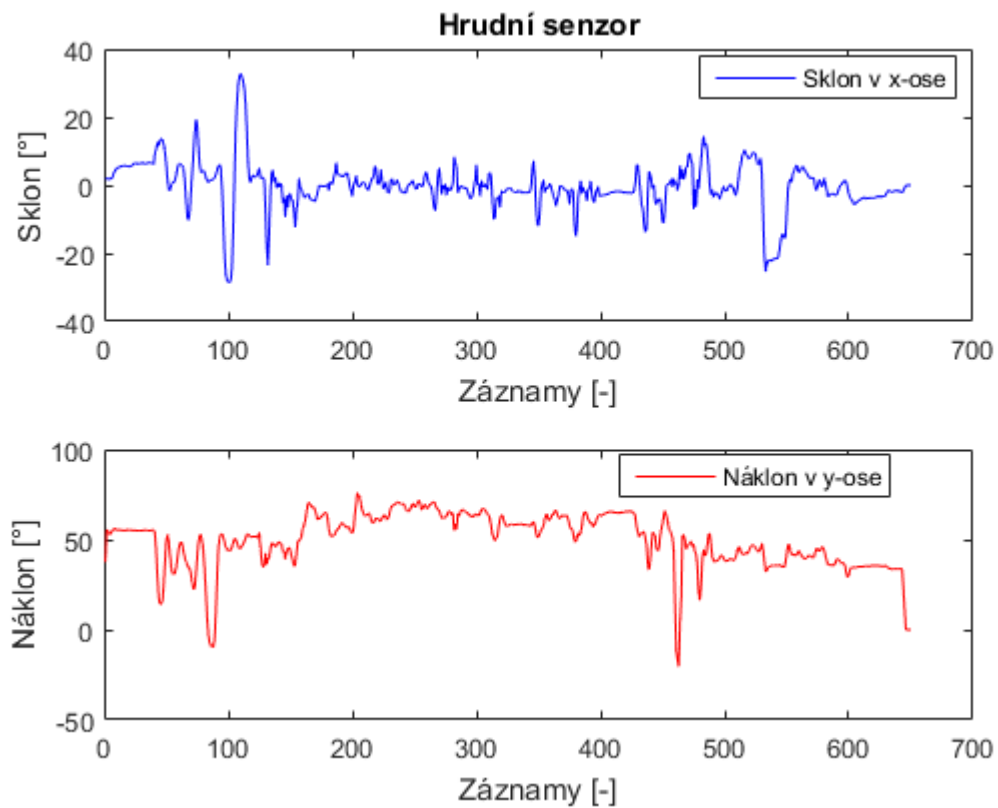
Získávaná data frekvencí zhruba záznam/s jsou postupně ukládána do textového souboru na SD kartu, která je vsazena do příslušného modulu umístěného v řídicím bloku a přímo propojeného s Arduinem pomocí kabelů. Po skončení snímání byla tato karta vyjmuta a data z textového souboru načtena a zpracována pomocí programu Matlab a v něm vytvořeného skriptu. Tento skript automaticky načte data ze souboru, roztrídí je podle jednotlivých senzorů, upraví průměrovacím filtrem o třech vzorcích a následně takto upravená data zobrazí ve výsledných grafech. Použitý filtr byl vybrán jako kompromis kvůli uhlazení průběhu křivek a zároveň, aby byla zachována informační hodnota dat.

Data použitá v této části už jsou kalibrovaná způsobem, že při zapnutí zařízení jsou první hodnoty ze senzorů uloženy a následně pak po zbytek měření odečítány od následujících měření. Nevýhodou této formy kalibrace je, že pacient musí být ve chvíli, kdy se zařízení zapne v poloze, vůči které se pak budou odečítat následující hodnoty. Proto nelze tuto kalibraci použít komplexněji pro porovnání zakřivení při sedu a stojí zároveň, i když je potřeba dodat, že ideální data v sedu či stojí se od sebe nebudou zase o tolik lišit. Celkově je ale kalibrace komplexnější problém, a i v této oblasti by se dalo uvažovat o vylepšení stávajícího postupu.

Na základě dat z dlouhodobého snímání je možné komplexněji hodnotit posturu v průběhu měření. Tato data byla snímána na studentovi, který seděl a učil se u počítače. Jedná se o vysokého sportovce po zranění zad, který momentálně intenzivně posiluje zádomé svalstvo. Záporné hodnoty v ose X značí sklony na pravou stranu a kladné hodnoty naopak na levou stranu. Při náklonu v ose Y došlo pravděpodobně k chybě v kalibraci. Tato chyba v kódu už by měla být odstraněna. V tuto chvíli se hodnoty při ideálním stavu pohybují kolem 90°. Náklon dopředu pak značí hodnoty pod 90° a záklony pak značí naopak hodnoty nad 90°. Na první pohled je zřejmé, že největší vypovídající hodnotu mají dle předpokladu senzory krční a hrudní.



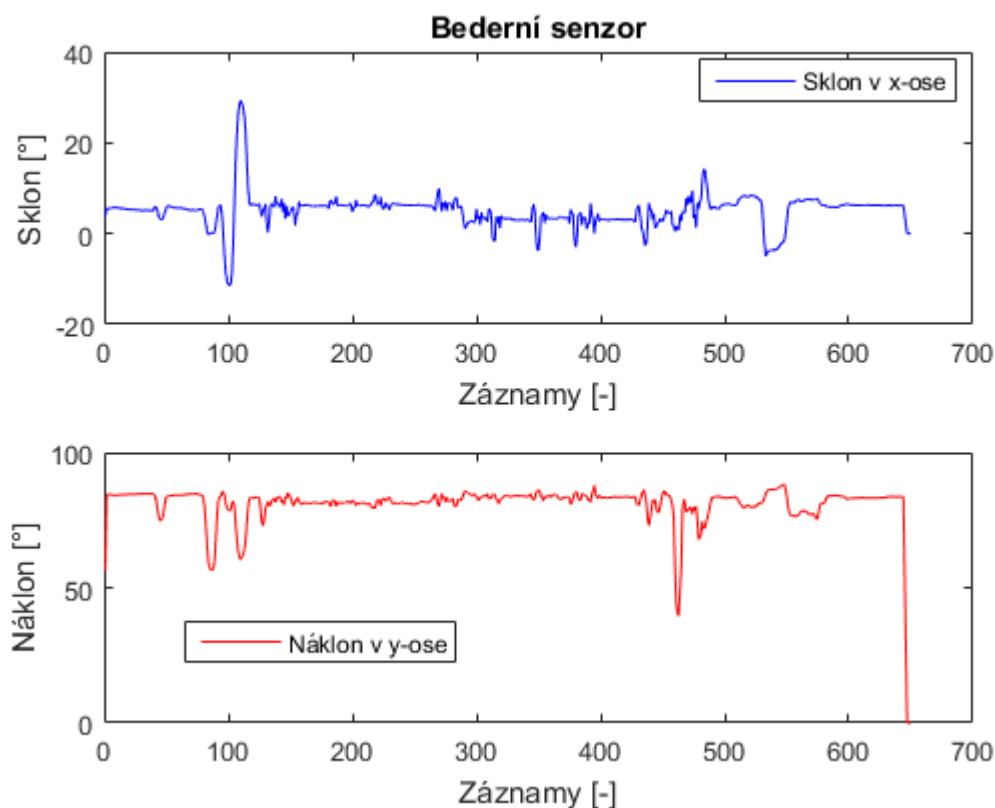
Obr. 35: Výsledek zpracování dat z krčního senzoru – po kalibraci (data2)



Obr. 36: Výsledek zpracování dat z hrudního senzoru – po kalibraci (data2)

Krční a Hrudní senzor

Na těchto senzorech už je možné pozorovat výraznější změny. Podle hrudního senzoru už je možné rozeznat, že vůči bedernímu senzoru není postura zcela v pořádku. Po celou dobu je měřená osoba v mírném předklonu. Pravděpodobně pacient nemá stůl ve vhodné výšce, což ho nutí být neustále mírně přihrbený. To může být při dlouhodobějším sedu příčinou bolestí a následně vést i k různými deformacím a dalším potížím. Nestálost křivky může značit, že daná poloha, kterou zastává není pohodlná a snaží se tedy danou nepohodlnost kompenzovat drobnými pohyby jak v ose Y tak i v ose X. Krční a hrudní senzor mají v tuto chvíli dost podobnou vypovídající hodnotu.



Obr. 37: Výsledek zpracování dat z bederního senzoru – po kalibraci (data2)

Bederní senzor

Bederní senzor slouží spíše jako referenční a k rozeznání hlubokého předklonu či záklonu. Z naměřených dat vychází, že v ose X byl pacient po celou dobu měření mírně nakloněn na pravou stranu. Podle osy Y pak při měření udělal asi tři výraznější náklony vpřed.

Srovnání všech tří senzorů

Při srovnání výsledků ze všech tří senzorů, je patrné, že daná osoba byla podle krčního a bederního senzoru po celou dobu měření v mírném sklonu v ose X, což může být způsobeno i nedokonalostí použité kalibrace. Výjimku tvoří hrudní senzor, kde je graf

v této ose velmi nestálý, což může být následkem hledání úlevové polohy kvůli špatnému držení těla při sedu. V ose Y na sebe křivky jednotlivých senzorů celkem dobře navazují. U vše tří senzorů jsou patrné tři hlubší předklony. Stejně jako v ose X i zde je patrné, že měřená osoba je podle hrudního senzoru po celou dobu měření mírně předkloněná, což zbylé dva senzory nezaznamenaly. Tato skutečnost naznačuje poměrně zajímavé držení těla a jisté nahrbení. Nestálost v křivkách krčního a hrudního senzoru může značit už výše uváděnou kompenzaci nepohodlné pozice. Výraznější a dlouhodobější zákmity pak mohou představovat střídavé hledění do obrazovky a do sešitu.

Na základě získaných dat můžeme konečně konstatovat, že za dobu, po kterou probíhalo snímání, měla daná osoba při své činnosti chybné držení těla. Takové návyky mohou později vést k problémy většího rázu. Bylo by tedy vhodné měřenou osobu na tento problém upozornit a případně zavést taková opatření, která by podobnému držení těla v budoucnu bránila. Obzvláště jedná-li se o osobu, která už má se zády jisté problémy, by mohla mít tato opatření preventivní charakter. Navrženým opatřením by mohlo být například zajištění vyššího stolu, aby se předešlo hrbení.

6 Diskuze

6.1 Výsledky

Na výsledcích uvedených v předcházející části je velmi dobře vidět, jak velký vliv má kalibrace na získávaná data, proto je důležité se touto částí zpracování dat zabývat a pokusit se dosáhnout co nejlepších možných výsledků. Získávaná data prostřednictvím použitých senzorů jsou poměrně kvalitní a mají jistou vypovídající hodnotu, která umožňuje další hodnocení. Celkově můžeme konstatovat, že získané výsledky jsou poměrně dobré a představují velmi dobrý základ pro další navazující práci jak na zařízení, tak i v oblasti zpracování a hodnocení.

6.2 Zpětná vazba

Při měření byl s měřenými osobami veden dialog ohledně jejich pohledu na význam tohoto zařízení a především o pohodlnosti nošení. Ani jednu z měřených osob údajně zařízení při jejich činnosti nijak zvlášť neomezovalo. Případné nepohodlí, které popisovali, bylo způsobeno použitím lepivých materiálů k zajištění vhodného umístění senzorů a drátové spojení jednotlivých komponent. Lze tedy říci, že v této oblasti je stále ještě prostor na vylepšení, aby bylo dosaženo co možná největší spokojenosti uživatelů.

6.3 Problémy

Vzhledem k tomu, že se v případě tohoto zařízení jedná v podstatě o prototyp, dalo se očekávat, že dojde k postupnému odhalování menších obtíží. Řadu z těchto problémů se v průběhu testování podařilo spravit a ty ostatní by mohla vyřešit navrhovaná další vylepšení projektu, která nebyla z časových důvodů realizována, ale jež jsou popsána dále v textu.

Při měření byly zjištěny například problémy s napájením, kdy zařízení při své činnosti má poměrně velké napájecí nároky na přiloženou 9V baterii. Tento problém může představovat závažný problém při dlouhodobém snímání, neboť výsledná doba napájení může být velmi limitující. Dalším problémem byla kalibrace, jejíž problematika se ale do jisté míry podařila nakonec vyřešit. Posledním problémem, se kterým jsem se setkal, byly občasné výpadky při ukládání dat na SD kartu. Tento problém může do jisté míry souviset i s nedostatečností zdroje napájení. Možné ale je, že tento problém může být na testovacím zařízení hlubšího charakteru, kdy se mohla vyskytnout chyba při samotném konstruování

zařízení. Skutečná příčina tohoto problému se mi nepodařila odhalit, takže se nedá vyloučit i možná chyba v programovém kódu Arduina.

6.4 Vylepšení

Existuje řada různých možných vylepšení. Jednou z hlavních změn, která by mohla vyřešit výše popsaný problém, je použití jiného zdroje napájení. Takovým zdrojem by mohl být například akumulátor s větší výdrží a možností nabíjení. Otázkou ale je, jaký dopad na výslednou celkovou velikost zařízení by použití takového zdroje mělo. Dále by se daly nahradit propojovací kabely RJ9 radiofrekvenčními moduly, takže by přenos dat probíhal mezi jednotlivými moduly bezdrátově a odpadlo by tak nepohodlí v podobě použitých spojovacích kabelů. V tomto případě je ale důležité mít na paměti riziko rušení signálu z okolního prostředí a nutnost napájení jednotlivých bloků samostatně, což by vedlo k nárůstu velikosti, náročnosti na sestavení a možnost vzniku chyb spojených s tímto způsobem přenosu a konstrukce. Další vylepšení by se mohlo týkat lepší interpretace výsledků uživateli například pomocí mobilní aplikace s hodnotícím systémem, který by měřenou osobu přímo naváděl k nápravě, popř. by uživatele i na chybnou posturu přímo vhodným způsobem upozorňoval. Celkově by se jistě dalo použít lepších a kvalitnějších materiálů a především modulů, než kterých bylo použito pro konstrukci této práce.

6.5 Návaznost

Celkově se dá tato práce chápat jako vhodný odrazový bod pro další práci. Řešení posturálních problémů a prevence vzniku obtíží se zády je vzhledem k okolnostem dle mého uvážení dobrá a určitě by se na tuto oblast vývoje nemělo zapomínat. Výše popsaná vylepšení jsou jen některé možnosti, které by se dále daly rozvinout do praxe. I konstrukce stejného zařízení, kterého bylo využito v této práci, by se dalo využít k rozsáhlejšímu průzkumu mezi lidmi pracujícími v sedavých zaměstnáních, aby se na větším vzorku lidí dalo prokázat skutečný dopad a hlavně rozsáhlost špatných posturálních návyků mezi těmito lidmi. Poznatky shrnuté v této práci mohou značně pomoci k pochopení problematiky a zároveň by mohly pomoci případným zájemcům v dalším snažení v rámci tohoto tématu.

7 Závěr

V rámci bakalářské práce byla zpracována a nastudována potřebná teorie z oblasti medicíny, fyziologie a techniky. Na základě získaných poznatků byla následně vytvořena rešerše vztahující se k projektu. Větší pozornost byla věnována kineziologii a současnému vyšetření páteře pomocí různých zařízení. Dále se práce více věnuje gyroskopickým sensorům. Následně bylo v rámci této práce navrženo schéma zapojení měřícího zařízení a jeho sestavení. Součástí návrhu bylo i popsání konstrukce a činnosti jednotlivých bloků zařízení. Na základě výše zmíněných důvodů byla následně provedena optimalizace návrhu a provedeno opětovné sestavení testovacího zařízení, které již pro účely této práce bylo funkční a vyhovující. Dále bylo představeno umístění sensorů a způsob uchycení jednotlivých segmentů na daných navrhovaných místech. Jednotlivé segmenty byly opatřeny navrženými krabičkami z plexiskla. Při real-time snímání (okamžitá vizualizace výstupních dat uživateli prostřednictvím Processingu) byla prokázána funkčnost zařízení a z výsledků dlouhodobého snímání byly vytvořeny grafy (výsledek offline zpracování naměřených dat). Výsledné grafy byly popsány a zhodnoceny z pohledu správné postury a držení těla. V závěrečné části práce pak byly zmapovány problémy, které provází sestavené zařízení a možnosti jejich eliminace. Na tuto část pak dále navazují kapitoly „Vylepšení“ a „Návaznost“. Závěrem si dovoluji tvrdit, že i přes četnost problémů se podařilo nasnímat dostatečně kvalitní data, na jejichž základě můžeme říci, že tato práce naplnila svůj původní smysl, a to ověřit možnost využití gyroskopických sensorů v posturální problematice. Vedle toho je dobré zkonstatovat, že sestavené zařízení je i přes popsaná negativa a navrhovaná vylepšení pro potřeby snímání páteře a postury funkční a splňuje požadavky na výslednou kvalitu měření a získávání dat. Výsledky se následně dají využít pro další hodnocení a možná preventivní opatření vedoucí ke zlepšení současné situace. Celkovým výsledkem práce je splnění všech bodů, které byly zadány při přidělení tématu. Tato práce by mohla posloužit jako průvodní práce k navazující diplomové práci věnující se rozšíření a vylepšení vedoucí k větší uplatnitelnosti.

Seznam literatury

- [1] VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. *Přehled klinických metod vyšetření stoje a funkčních testů páteře*. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 1995. ISBN 80-7067-476-8.
- [2] PETEROVÁ, Věra. *Páteř a mícha*. Praha: Galén, c2005. ISBN 80-7262-336-2.
- [3] HRABÁLEK, Lumír. *Degenerativní onemocnění páteře*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010. ISBN 978-80-244-2531-3.
- [4] ROKYTA, Richard. *Bolesti zad*. Plzeň: Adela [sic], c2009. Editio medicinae. ISBN 978-80-87094-14-3.
- [5] HAKL, Marek. *Bolesti zad a kloubů*. Ilustroval Jiří HLAVÁČEK. Praha: Mladá fronta, 2017. Aeskulap. ISBN 978-80-204-4325-0.
- [6] FROST, Robert. *Aplikovaná kineziologie: základní principy a techniky*. Olomouc: Fontána, 2013. ISBN 978-80-7336-708-4.
- [7] VÉLE, František. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-100-5.
- [8] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1. Dostupné také z: <http://www.digitalniknihovna.cz/mzk/uuid/uuid:ca39f640-bc84-11e6-b7ab-005056827e52>
- [9] Improving Your Posture | The Art of Manliness. *The Art of Manliness | Men's Interests and Lifestyle* [online]. [cit. 2018-01-01]. Dostupné z: <https://www.artofmanliness.com/2015/01/17/wwii-workout-week-posture-training/>
- [10] Ergonomie: zaostřeno na správný sed u počítače. *Blog - FYZIOMOTIONFYZIOMOTION | pohybem k rovnováze a rozvoji vlastního těla* [online]. [cit. 2018-01-01]. Dostupné z: <http://fyziomotion.cz/ergonomie-spravny-sed/>
- [11] Lumo Lift Digital Posture Coach | FeedSummit. In: FeedSummit [online]. [cit. 2018-04-17]. Dostupné z: <https://www.feedsummit.com/wp-content/uploads/2016/02/lumo-lift-transition-example-with-app-770x524.jpg>
- [12] Lumo makes its wearable motion science platform available to partners | VentureBeat. In: *Venturebeat* [online]. [cit. 2018-04-17]. Dostupné z: <https://venturebeat.com/wp-content/uploads/2017/01/lumo-3.jpg?fit=578%2C368&strip=all>
- [13] *Lumo Lift Posture Coach & Lumo Run Smart Running Shorts* [online]. Lumo Bodytech, 2016 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: <https://www.lumobodytech.com/>
- [14] UPRIGHT GO - Smart Posture Trainer Review » CoolBestGadgets. In: *CoolBestGadgets* [online]. [cit. 2018-04-17]. Dostupné z: <http://www.coolbestgadgets.com/wp-content/uploads/2017/12/71bWX3P9-zL.SL1500-min.jpg>
- [15] *UPRIGHT Posture Training Device - Everyday Posture Trainer* [online]. UPRIGHT, 2017 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: <https://www.uprightpose.com/>
- [16] Newsroom Media Kit - AdaptiveStim with Restore Sensor | Medtronic. *Medical Technology, Services, and Solutions Global Leader | Medtronic* [online]. [cit. 2018-01-01]. Dostupné z: <https://www.medtronic.com/us-en/about/news/media-resources/media-kits/adaptivestim-with-restore-sensor.html>
- [17] *Kineziologie* [online]. [cit. 2018-01-01]. Dostupné z: http://www.fsps.muni.cz/inovace-RVS/kurzy/kineziologie/postura_stoj.html
- [18] Jak správně sedět. *FYZIOklinika – fyzioterapie a rehabilitace – Praha 4, Chodov* [online]. [cit. 2018-01-01]. Dostupné z: <https://www.fyzioklinika.cz/clanky-o-zdravi/jak-spravne-sedet>

- [19] *Ergonomie sezení - ergonomie-sezeni.pdf* [online]. [cit. 2018-01-01]. Dostupné z: <http://www.khsjih.cz/soubory/zdravotni-politika/ergonomie-sezeni.pdf>
- [20] *Restore_sensor_manual_implant.pdf* [online]. [cit. 2018-01-01]. Dostupné z: http://www.neuromodulation.ch/sites/default/files/pictures/restore_sensor_manual_implant.pdf
- [21] *RestoreSensor Neurostimulator* [online]. [cit. 2018-01-01]. Dostupné z: <http://www.medtronic.com/uk-en/patients/treatments-therapies/drug-pump-chronic-pain/neurostimulators-restore-sensor.html>
- [22] MDT - Adaptive Stimulation. *Medical Technology, Services, and Solutions Global Leader | Medtronic* [online]. [cit. 2018-01-01]. Dostupné z: <http://www.medtronic.com/uk-en/patients/treatments-therapies/drug-pump-chronic-pain/neurostimulators-adaptive-stimulation.html>
- [23] Arduino.cz [online]. HWkitchen.cz, 2014 [cit. 2017-11-14]. Dostupné z: <https://arduino.cz/>
- [24] *Wikipedie: Otevřená encyklopedie: Arduino* [online]. c2017 [citováno 14. 11. 2017]. Dostupný z WWW: <https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Arduino&oldid=15526150>
- [25] Arduino Uno | Makers Electronics. Makers Electronics [online]. Alexandria, Egypt [cit. 2017-12-31]. Dostupné z: <https://makerselectronics.com/product/arduino-uno/>
- [26] CJMCU-9548 TCA9548A 1-to-8 I2C 8-Channel IIC Multiplexer Multi-channel Expansion Development Board For Arduino Sale - Banggood.com sold out. In: Bang good [online]. [cit. 2018-04-17]. Dostupné z: <https://img.staticbg.com/thumb/water/oaupload/banggood/images/C8/FC/86a5dbcb-050e-07a5-c9bd-79392a140995.jpg>
- [27] *TCA9548A Low-Voltage 8-Channel I2C Switch with Reset datasheet (Rev. F) - tca9548a.pdf* [online]. [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tca9548a.pdf>
- [28] Arduino Uno vs BeagleBone vs Raspberry Pi. Maker Media, Inc. [online]. 2004 [cit. 2017-12-31]. Dostupné z: <https://makezine.com/2013/04/15/arduino-uno-vs-beaglebone-vs-raspberry-pi/>
- [29] Arduino Bluetooth modul HC-05 | Arduino návody. *Webový magazín o ARDUINU | Arduino návody* [online]. [cit. 2017-12-31]. Dostupné z: <http://navody.arduino-shop.cz/navody-k-produktum/arduino-bluetooth-modul-hc-05.html>
- [30] Multiple IMUs connection | Horizon Lab. *Horizon Lab - Design studio for 3D printing* [online]. [cit. 2017-12-31]. Dostupné z: <http://horizonlab.co/2017/04/19/multiple-imus/>
- [31] SparkFun Analog/Digital MUX Breakout - CD74HC4067 - BOB-09056 - SparkFun Electronics. *SparkFun Electronics* [online]. [cit. 2017-12-31]. Dostupné z: <https://www.sparkfun.com/products/9056>
- [32] Analogový multiplexer CD74HC4067 | Arduino návody. *Webový magazín o ARDUINU | Arduino návody* [online]. [cit. 2017-12-31]. Dostupné z: <http://navody.arduino-shop.cz/navody-k-produktum/analogovy-multiplexer-cd74hc4067.html>
- [33] SELECKÝ, Matúš. *Arduino: uživatelská příručka*. Přeložil Martin HERODEK. Brno: Computer Press, 2016. ISBN 978-80-251-4840-2.
- [34] VODA, Zbyšek. *Průvodce světem Arduina*. Vydání druhé. Bučovice: Martin Stříž, 2017. ISBN 978-80-87106-93-8.
- [35] Accelerometer, Gyroscope and IMU Sensors - Tutorials. *Intorobotics* [online]. [cit. 2017-11-22]. Dostupné z: <https://www.intorobotics.com/accelerometer-gyroscope-and-imu-sensors-tutorials/>

- [36] How to Interface Arduino and the MPU 6050 Sensor | Education | Maker Pro. *Maker Pro / Electronics Projects, From Concept to Creation* [online]. EETech Media, LLC. [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: <https://maker.pro/education/imu-interfacing-tutorial-get-started-with-arduino-and-the-mpu-6050-sensor>
- [37] Accelerometer, Gyro and IMU Buying Guide - SparkFun Electronics. *SparkFun Electronics* [online]. Boulder, Colorado, 2003 [cit. 2017-11-22]. Dostupné z: https://www.sparkfun.com/pages/accel_gyro_guide
- [38] Arduino - Compare. *Arduino* [online]. [cit. 2017-11-22]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/Products/Compare>
- [39] MPU-6000 and MPU-6050, Product Specification, Revision 3.4. *InvenSense, Inc.* [online]. 2013 [cit. 2017-11-26]. Dostupné z: <https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>
- [40] TICHÁ, Petra. *Akvizice a klasifikace pohybu* [online]. Brno, 2017 [cit. 2017-11-26]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=146577. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Ing. Oto Janoušek, Ph.D.
- [41] Comparing Gyroscope Datasheets. *Adafruit* [online]. 2005 [cit. 2017-11-26]. Dostupné z: <https://learn.adafruit.com/comparing-gyroscope-datasheets/overview>
- [42] Dadafshar, M. Accelerometer and Gyroscopes Sensors: Operation, Sensing, and Applications <https://www.maximintegrated.com/en/app-notes/index.mvp/id/5830>
- [43] Pietro Picerno, Andrea Cereatti, Aurelio Cappozzo, Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules, In *Gait & Posture*, Volume 28, Issue 4, 2008, Pages 588-595, ISSN 0966-6362, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.003>. (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636208001008>)
- [44] CASSAN, Adolfo, ed. *Anatomie člověka*. Přeložil Kateřina ORLOVÁ. Havlíčkův Brod: Fragment, 2005. ISBN 80-253-0080-3.
- [45] FENEIS, Heinz a Wolfgang DAUBER. *Anatomický obrazový slovník*. Vyd. 2. čes., přeprac. a rozš. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-7169-197-6.
- [46] Lekce 25 - Arduino a akcelerometr s MPU-6050 :: Arduino. *Home* [online]. EETech Media, LLC. [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: <https://arduino8.webnode.cz/news/lekce-25-arduino-a-akcelerometr-s-mpu-6050/>
- [47] Lekce 24 - Arduino a Bluetooth I - komunikace s PC :: Arduino. *Home* [online]. EETech Media, LLC. [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: https://arduino8.webnode.cz/news/lekce-24-arduino-a-bluetooth-i/discussioncbm_558571/10/
- [48] GitHub - leestuartx/MPU6050_Multiplexer: MPU6050 data read using Adafruit TCA9548A multiplexer. *The world's leading software development platform · GitHub* [online]. GitHub, 2018 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: https://github.com/leestuartx/MPU6050_Multiplexer
- [49] GitHub - jarzelski/Arduino-MPU6050: MPU6050 Triple Axis Gyroscope & Accelerometer Arduino Library. *The world's leading software development platform · GitHub* [online]. GitHub, 2018 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: <https://github.com/jarzelski/Arduino-MPU6050>
- [50] GitHub - PaulStoffregen/SoftwareSerial: SoftwareSerial library used on Teensy. *The world's leading software development platform · GitHub* [online]. GitHub, 2018 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: <https://github.com/PaulStoffregen/SoftwareSerial>
- [51] MPU6050_bluetooth/sketch_bluetooth_slave.ino at master · CyberHusky/MPU6050_bluetooth · GitHub. *The world's leading software development*

platform · GitHub [online]. GitHub, 2018 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z:
https://github.com/CyberHusky/MPU6050_bluetooth/blob/master/sketch_bluetooth_slave/sketch_bluetooth_slave.ino

[52] GitHub - relayr/arduino-processing-3d-demo: Processing example using a 9 DOF IMU sensor as an input to a 3D processing. *The world's leading software development platform · GitHub* [online]. GitHub, 2018 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z:
<https://github.com/relayr/arduino-processing-3d-demo>

[53] Vaše páteř a péče o ní. *Home - Office yoga - cvičení v kanceláři* [online]. [cit. 2017-12-31]. Dostupné z: <http://www.officeyoga.cz/vase-pater-a-pece-o-ni/>

Seznam zkratk

TENS	-	Transkutánní elektrická nervová stimulace
EMG	-	Elektromyografie
CT	-	Počítačová tomografie
MR	-	Magnetická rezonance
PET	-	Pozitronová emisní tomografie
PWM	-	Pulse Width Modulation
ICSP	-	In-Circuit Serial Programming
USB	-	Universal Serial Bus
IDE	-	Integrated Development Environment
SPI	-	Serial Peripheral Interface
I2C	-	Inter-Integrated Circuit
IMU	-	Inertial Measurement Unit
DOF	-	Degrees Of Freedom
RPM	-	Revolutions Per Minute
DMP	-	Digital Motion Sensor
ADC	-	Analog – to Digital Convertor
GPS	-	Global Positioning Systém
Atd.	-	A tak dále
Apod.	-	A podobně
Tzv.	-	Tak zvaný
Tzn.	-	To znamená
Popř.	-	Popřípad

Přílohy

Příloha A

Tab. 4: Tabulka oficiálních typů Arduino desek a jejich parametry [38]

Name	Procesor	Operating/Input Voltage	CPU Speed	Analog In/Out
101	Intel® Curie	3.3 V / 7-12V	32MHz	6/0
Gemma	ATtiny85	3.3 V / 4-16 V	8 MHz	1/0
LilyPad	ATmega168V ATmega328P	2.7-5.5 V / 2.7-5.5 V	8MHz	6/0
LilyPad SimpleSnap	ATmega328P	2.7-5.5 V / 2.7-5.5 V	8 MHz	4/0
LilyPad USB	ATmega32U4	3.3 V / 3.8-5 V	8 MHz	4/0
Mega 2560	ATmega2560	5 V / 7-12 V	16 MHz	16/0
Micro	ATmega32U4	5 V / 7-12 V	16 MHz	12/0
MKR1000	SAMD21 Cortex-M0+	3.3 V / 5V	48MHz	7/1
Pro	ATmega168 ATmega328P	3.3 V / 3.35-12 V 5 V / 5-12 V	8 MHz 16 MHz	6/0
Pro Mini	ATmega328P	3.3 V / 3.35-12 V 5 V / 5-12 V	8 MHz 16 MHz	6/0
Uno	ATmega328P	5 V / 7-12 V	16 MHz	6/0
Zero	ATSAMD21G18	3.3 V / 7-12 V	48 MHz	6/1
Due	ATSAM3X8E	3.3 V / 7-12 V	84 MHz	12/2
Esplora	ATmega32U4	5 V / 7-12 V	16 MHz	-
Ethernet	ATmega328P	5 V / 7-12 V	16 MHz	6/0
Leonardo	ATmega32U4	5 V / 7-12 V	16 MHz	12/0
Mega ADK	ATmega2560	5 V / 7-12 V	16 MHz	16/0
Mini	ATmega328P	5 V / 7-9 V	16 MHz	8/0
Nano	ATmega168 ATmega328P	5 V / 7-9 V	16 MHz	8/0
Yùn	ATmega32U4 AR9331 Linux	5 V	16 MHz 400MHz	12/0

Příloha B

Tab. 5: Tabulka oficiálních typů Arduino desek a jejich parametry [38]

Name	Digital IO/PWM	EEPROM [kB]	SRAM [kB]	Flash [kB]	USB	UART
101	14/4	-	24	196	Regular	-
Gemma	3/2	0.5	0.5	8	Micro	0
LilyPad	14/6	0.512	1	16	-	-
LilyPad SimpleSnap	9/4	1	2	32	-	-
LilyPad USB	9/4	1	2,5	32	Micro	-
Mega 2560	54/15	4	8	256	Regular	4
Micro	20/7	1	2,5	32	Micro	1
MKR1000	8/4	-	32	256	Micro	1
Pro	14/6	0.512 1	1 2	16 32	-	1
Pro Mini	14/6	1	2	32	-	1
Uno	14/6	1	2	32	Regular	1
Zero	14/10	-	32	256	2 Micro	2
Due	54/12	-	96	512	2 Micro	4
Esplora	-	1	2,5	32	Micro	-
Ethernet	14/4	1	2	32	Regular	-
Leonardo	20/7	1	2,5	32	Micro	1
Mega ADK	54/15	4	8	256	Regular	4
Mini	14/6	1	2	32	-	-
Nano	14/6	0.512 1	1 2	16 32	Mini	1
Yùn	20/7	1	2,5 16MB	32 64MB	Micro	1

Příloha C

Soubory přiložené k této práci na CD:

- Arduino_code (programový kód pro Arduino)
- Knihovny pro Arduino (knihovny potřebné pro spuštění Arduino_code)
- Matlab_code (skript pro zpracování dat z SD karty + soubor s ilustračními daty)
- Processing_code (programový kód pro Processing)
- Návrh - konečna verze s CD (Obrázek návrhu s analogovým multiplexorem CD74HC4067)
- Návrh - konečna verze s TCA (Obrázek návrhu s digitálním multiplexorem TCA9548A)
- Elektronická verze této práce