

Univerzita Hradec Králové
Přírodovědecká fakulta
Katedra fyziky

Sledování pohybové aktivity pomocí bezdrátových senzorů

Diplomová práce

Autor:	Lucie Lomská
Studijní program:	B-1701 Fyzika
Studijní obor:	Fyzikální měření a modelování
Vedoucí práce:	RNDr. Filip Studnička, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala (pod vedením vedoucího diplomové práce) samostatně a že jsem v seznamu použité literatury uvedla všechny použité prameny a literaturu.

V Hradci Králové dne

Lucie Lomská

Poděkování

Ráda bych tímto poděkovala svému vedoucímu diplomové práce panu RNDr. Filipu Studničkovi, Ph.D. za cenné rady a připomínky, které měl v průběhu psaní diplomové práce. Dále bych ráda poděkovala své rodině a partnerovi, kteří mi byli nejen během psaní této práce nedocenitelnou oporou.

Anotace

LOMSKÁ, L. *Sledování pohybové aktivity pomocí bezdrátových senzorů*. Hradec Králové, 2018. Diplomová práce na Přírodovědecké fakultě Univerzity Hradec Králové. Vedoucí diplomové práce RNDr. Filip Studnička, Ph.D. 63 s.

Práce se zaměří na monitorování chůze a pohybové aktivity pomocí dvou komerčně dostupných bezdrátových senzorů – MetaMotionR r0.3 a Zephyr BioPatch HP. Cílem bude prostudovat možnosti měření pomocí těchto senzorů a jejich vzájemné porovnání.

V praktické části bude cílem vymyslet a otestovat algoritmus pro monitorování míry pohybové aktivity člověka pomocí obou typů senzorů a rovněž naznačit možnou aplikaci v podobě studia biomechaniky lidské chůze.

Klíčová slova:

pohybová aktivita, bezdrátové senzory, míra pohybové aktivity, biomechanika chůze

Annotation

LOMSKÁ, L. *Movement activity tracking using wireless sensors*. Hradec Králové, 2018. Diploma Thesis at Faculty of Science University of Hradec Králové. Thesis Supervisor RNDr. Filip Studnička, Ph.D. 63 pp.

Diploma thesis focuses on monitoring of walk and movement activity using two commercially available wireless sensors – MetaMotionR r0.3 and Zephyr BioPatch HP. The aim will be to study measurement possibilities with these sensors and their mutual comparison.

In practical part of thesis will aim to device and test the algorithm for monitoring the level of movement activity of a human using both types of sensors and also suggest possible application in the form of study of human walking biomechanics.

Keywords:

movement activity, wireless sensors, level of movement activity, biomechanics of walking

Obsah

Úvod.....	7
1. Teoretický úvod do problematiky	8
1.1. Pohybová aktivita.....	8
1.1.1. Historie pohybové aktivity.....	8
1.1.2. Dělení pohybové aktivity.....	12
1.1.3. Měření pohybové aktivity	14
1.2. Zdravotní benefity pohybové aktivity	15
1.3. Bezdrátová zařízení pro monitorování pohybové aktivity.....	21
1.3.1. Krokoměr	22
1.3.2. Akcelerometr	23
1.3.3. Gyroskop.....	25
1.3.4. Zařízení použita pro účely diplomové práce.....	27
1.4. Analýza pohybu	30
1.5. MATLAB	31
2. Praktická část	32
2.1. Měření s MetaMotionR r0.3 a Zephyr BioPatch HP.....	32
2.1.1. První sada měření.....	33
2.1.2. Druhá sada měření	38
2.1.3. Třetí sada měření	40
2.1.4. Čtvrtá sada měření	42
2.2. Určování intenzity pohybové aktivity	49
2.2.1. Absolutní intenzita pohybové aktivity	49
2.2.2. Intenzita pohybové aktivity počítaná přes délku oblouku	49
2.2.3. Intenzita pohybové aktivity určená pomocí variace	51
2.2.4. Porovnání použitých výpočtů intenzity pohybové aktivity	52
2.2.5. Návrh vlastního výpočtu intenzity pohybové aktivity	55
Závěr	58
Seznam použité literatury	60
Seznam použitých obrázků	62

Úvod

Dnešní společnost je doslova obklopená informačními technologiemi, kdo není online a nedisponuje nejnovější technologií, nežije. To přímo nahrává do karet výrobcům různých bezdrátových zařízení, kteří chrlí jeden výrobek za druhým. Tato zařízení jsou určena pro různé účely a mají také různou kvalitu, ať už se jedná o kvalitu zhotovení vlastního zařízení či o použitých technologií. V rámci této práce však bude řeč pouze o zařízeních, určených pro monitorování pohybové aktivity. Ne každé zařízení totiž podává relevantní informace právě o pohybové aktivitě. Proto byla v rámci této práce použita dvě zařízení, disponující velmi často používanými senzory, akcelerometrem a gyroskopem.

Teoretický úvod práce se zaměří na pohybovou aktivitu, její historii, dělení a měření. Dále se tato část bude věnovat obecně zařízením, používaným pro sledování pohybové aktivity, a dále vlastnostem obou zařízení, použitých v rámci této diplomové práce. Měřící zařízení byla spolu s mobilním telefonem zapůjčena v rámci Přírodovědecké fakulty Univerzity Hradec Králové. Následovat bude část věnovaná analýze pohybu a teoretický úvod do prostředí MATLAB.

V praktické části budou v první její podkapitole zpracována data, naměřená pomocí akcelerometrického a gyroskopického snímače. Celkem byly naměřeny čtyři sady dat, přičemž úkoly budou při zpracování každé z nich odlišné. První tři série dat byly měřeny pouze gyroskopickým senzorem a čtvrtá série pak oběma senzory. V rámci této části bude zahrnut i návrh na využitá měřících zařízení k analýze pohybu. V druhé podkapitole praktické části se budu dále věnovat intenzitě pohybové aktivity a jejímu výpočtu.

Výstupem této diplomové práce bude návrh vlastního a otestování dalších dostupných algoritmů, navržených společně se školitelem práce. Tyto algoritmy budou sloužit k monitorování míry pohybové aktivity a budou použity na data z obou typů měřících zařízení. Součástí výstupu bude i návrh využití daných zařízení v rámci studia biomechaniky lidské chůze.

1. Teoretický úvod do problematiky

1.1. Pohybová aktivita

Pohybová aktivita je definována jako druh pohybu člověka, který je výsledkem svalové práce a je zároveň spojen se zvýšením energetického výdeje nad úroveň odpočinku. Může přitom jít pouze o izometrickou práci svalů, kdy dochází pouze ke zvýšení svalového napětí, avšak nedochází k pohybu dané části těla. Za pohybovou aktivitu se kromě sportovních aktivit a záměrného cvičení považuje vykonávání i různých domácích prací, prací na zahradě, vykonávání povolání či třeba chůze, tanec apod. Zároveň by při pohybové aktivitě nemělo docházet k žádnému nadměrnému poškození nebo riziku. [1, 2]

1.1.1. Historie pohybové aktivity

Nejdříve je potřeba si říci, jak se měnil význam pohybové aktivity v životě člověka v průběhu předchozích tisíciletí. Během primitivních věků byla pohybová aktivita nedílnou součástí života tehdejšího člověka. Během dne musel člověk urazit velké vzdálenosti kvůli potravě, a přitom musel umět také rychle utíkat, aby se nestal potravou některého z predátorů. V případě období hladomoru bylo zas tělo schopné se přizpůsobit a omezit množství vydané energie na minimum. Postupně však s vývojem člověka do moderní podoby význam fyzické aktivity upadal, a to především kvůli menší důležitosti pohybu pro přežití jedince. [2, 3, 4]

Až starověcí Řekové a Římané, kteří spadají do období od 8. stol. př. n. l. do zhruba 3. stol. p. n. l., opět začali klást důraz na pohyb, který zde byl provázán také s filosofií. Nešlo tedy pouze o výkony sportovců, ale i o povahu, účel a hodnotu pohybové aktivity celkově. [3, 4]

Pro Římany středověku byla na prvním místě rodina, a to i v oblasti vzdělání. Cílem pro ni bylo především vychovat dobrého občana. Kromě rodiny se na výchově podílely i gymnázia, kde se kromě tělesné výchovy v základním kurzu vyučovalo tzv. „sedm svobodných umění“. Mezi tato umění patřila mytologie, historie, zeměpis, právní věda, aritmetika, geometrie a filosofie. [4]

Pro Řeky bylo cílem dosažení stavu, nazývaného ‚Kalokagathia‘, tedy být krásný a dobrý. Pod fyzickou krásou se zde skrývá kromě vnější krásy těla také duševní zdraví člověka. To souvisí se třemi podmínkami, které bylo nutné splnit pro dosažení Kalokagathie, tedy být ušlechtilý, správně se chovat a pečlivě se učit. Obzvláště synové aristokracie pak byli vzděláváni v oblasti sportu, a to především proto, aby se kromě jejich těla posílil i jejich charakter. Ideálem starověkého Řeka je tedy muž, ve kterém se skloubí krásné tělo s duševní a duchovní krásou a morálními hodnotami. [3, 4]

Do této doby je také datován vznik olympijských her, které vyzdvihují nejen tělesný rozměr sportu, ale i jeho duševní, duchovní, morální a sociální význam a to tak, že jsou

všechny tyto jeho části v dokonalé rovnováze. Tyto hry pořádal Řekové na počest jejich bojů v Olympii. Prvotním důvodem pro jejich vznik však bylo ukončení občanských válek, které zmítaly celým Řeckem. Mezi olympijské disciplíny pak patřil například hod diskem či oštěpem, skok do dálky, zápas, běh či jízda na koni. [3, 4]

Během helénské obdoby, datované mezi léty 336-30 př. n. l., začal být sport považován především za tělesný trénink pro zdraví člověka a byl běžnou součástí tehdejšího vzdělání. Sportovní gymnastika byla velmi doporučována, avšak nevěnovalo se jí příliš sportovců. Mnohem populárnější byla účast na olympijských hrách. Postupně byly do olympijských her přidávány i delší běžecké tratě a další disciplíny a hry. Olympijské hry však byly na konci 4. stol. n. l. císařem Theodosiusem I. zakázány a jejich obnovy jsme se dočkali až s polovinou 19. století. [4]

Řecké ženy tohoto období se mohly účastnit olympijských her stejně jako muži. Dokonce se konaly hry pořádané výlučně pro ženy, a to na počest bohyně Héry. Neobešlo se to však bez omezení. Ženy pro účast na obou typech her musely splňovat dvě podmínky, musely být mladé a svobodné. Vdané ženy se dokonce nemohly účastnit starověkých olympijských her ani pasivně, a to z náboženských důvodů. [4]

Jedinou výjimkou, kdy vdané ženy nebyly úplně vyloučeny ze sportovních aktivit, byly ženy městského státu Sparta. Vzdělání ve Spartě se totiž výrazně lišilo od ostatních řeckých států a zřizoval jej stát. Bylo sice oddělené, ale obsahově prakticky stejné pro dívky i chlapce. Náplň vzdělání byla především tělesná výchova, zahrnující i válečné cvičení, a hudební výchova, přičemž čtení, psaní a matematika byly zahrnuty pouze střídmě. Hlavním důvodem pro výcvik dívek byla především obrana města v nepřítomnosti mužů. Spartští muži byli totiž věhlasní pro své válečné umění a i přesto, že zrovna procházeli etapou míru, tak se na válku stále připravovali. Atributy jako železná disciplína, absolutní poslušnost, přísnost či vojenské dovednosti byly proto přímo součástí jejich společenského řádu. [4]

Pro Římany helénské obdoby některá fyzická cvičení sloužila jako příprava na válku a armádu, což souviselo i s jejich tehdejší ideál mužem, jako silného a velmi svalnatého člověka. Sportovní život Římanů se pak točil především kolem gladiátorských bitev a závodů vozů tažených koňmi. [4]

Středověk, datovaný od 5. stol. n. l. zhruba do konce 15. stol. n. l., charakterizuje vzdělávací a myšlenkový systém nazývaný scholastika. Pro tento systém je typická snaha podepřít církevní dogmata pomocí rozumu, což v konečném důsledku znamená nahrazení rozumu vírou. Víra v tomto období zasahuje do všech oblastí života člověka, včetně pohledu na lidské tělo. Na začátku druhého tisíciletí dokonce i muži ve vojenských pozicích zanevřeli na svá těla a převládalo přímo nepřátelství vůči lidskému tělu. Lidé prováděli tělesná cvičení pouze ve jménu rekreace, nikoliv však sportu, a ženy byly z fyzických aktivit vyloučeny úplně. Starost o vlastní tělo i tělesná cvičení byly v tomto období přímo odmítány. [4]

Století 14. až 16. pak patří renesanci a humanismu. V překladu renesance znamená znovuzrození, avšak skutečným významem renesance je být slušný a laskavý k přírodě. Humanismus renesanci doplňuje především jako filosofický směr a klade důraz především na význam lidské bytosti a budování těla pro rozvoj duše. V tomto období se projevuje mnohem více individualismus oproti autoritářskému systému, přírodní vědy, umění a sport zažívají obrodu a spravedlnost a logika si získávají své místo ve společnosti. Je kladen důraz na to, aby člověk byl především všestranný, proto se také sport ujímá svého právoplatného místa. [4]

Renesanční společnost se vrátila ke starověkému vzdělávacímu systému a tělesná cvičení se opět stala součástí výuky. Byla čtena a přepracována díla učenců starověkého Řecka, přičemž došli ke shodě, že tělesná cvičení napomáhají při vštěpování výchovných a etických hodnot studentům. Učenci tohoto období začali gymnastiku starověkého Řecka dělit do tří kategorií, zdraví se týkající, pro polovojenský výcvik a atletickou. Výuka neprobíhala na školách, ale měla stejný charakter jako ve starověkém Řecku a účastnili se jí pouze aristokraté. Vyučování probíhalo převážně v přírodě, aby k ní studenti navázali vztah, případně v domě daného učitele. Z tělesných disciplín se praktikovaly jogging, lezení, skoky, zápas, šerm, hod kamenem a různé hry. Humanismus jako takový však scholastický výukový systém odsuzoval a prosazoval, aby vzdělání mělo náboženský charakter a záviselo přímo na církvi. [4]

Ve druhé polovině 16. století má počátek období reformace, které opět znamená návrat společnosti k bohu, i když ne vždy to znamenalo přímo ke katolické víře. Toto období trvá téměř až do konce 17. století, přičemž se ještě během 17. století střetává s protireformací, která se snaží věřící jiných církví navrátit zpět ke katolické víře. Jde o jakési vypořádání církví, kde bohužel nedochází ke zlepšení v oblasti vědy či umění, ale pouze o zlepšení v politice a církvi. Reformace se shoduje s humanismem především v oblasti významu člověka ve společnosti a ve výuce závisující na církvi. Význam tělesných cvičení v tomto období opět upadá v zapomnění. [4]

Na konci 17. století přichází věk osvícenství, trvající do konce 18. století. Toto období bylo ovlivněno nejen antikou, ale i renesancí a humanismem. Díky tomu je opět kladen důraz na význam člověka jako lidské bytosti, na jeho vazby k přírodě a na vzdělání, jehož součástí jsou opět i tělesná cvičení. Vzdělání nebylo již pouze výsadou aristokracie, ale vychovatelé oslovovali všechny a ze všech společenských tříd. Zároveň se vychovatelé snažili připravit své studenty především na život kolem nich, přičemž zdůrazňovali důležitost studia a práce. Další významnou změnou bylo vzdělávání pomocí experimentů a zkušeností, přičemž výuka měla probíhat formou hry místo učení se věci zpaměti. [4]

Co se sportu týče, tak během osvícenství byla do vzdělání zařazena tělesná cvičení především v podobě hry. S tím souvisí také první zmínky o fair play, která je jejich téměř nezbytnou součástí. Dále byly dětem vštěpovány hygienické návyky a potřeba udržovat

si tělesnou kondici pro pevné zdraví. Po příkladu starověkého Řecka byl například v Dessauské škole kromě míčových her do tělesné výchovy zařazen tzv. Dessauský pentatlon. Tento pentatlon zahrnoval jogging, skákání, lezení, balanční cvičení a cvičení s břemeny. Kromě toho se k této škole vážou i počátky moderní gymnastiky. Na konci 18. století pak vznikají díla, která přímo doporučují, aby při každé škole byla zřízena tělocvična či jiný prostor určený pro tělesný trénink. [4]

Během 19. století v Evropě zuřily různé války a revoluce, přičemž se v umění i společenském pořádku projevoval romantismus, realismus, naturalismus a další směry. Ve sportu pak probíhaly změny především na poli gymnastiky. Vědecké základy moderní gymnastice dali GutsMuths a Vieth, kteří stavěli teorii gymnastiky především na filosofických faktorech. Stejně jako starověcí filosofové kladli důraz na to, aby mysl, tělo a duše byly během cvičení v dokonalé rovnováze a nešlo pouze o bezduché cvičení. Pestalozzi pak propracoval metodické postupy gymnastiky, podle kterých byly postupně a systematicky procvičovány již známé gymnastické pohyby. [4]

Veřejnosti pak byla moderní gymnastika představena Jahnem, který je pokládán za otce německé gymnastiky. Do gymnastiky totiž zařadil náčiní, jako jsou paralelní tyče, vodorovné tyče, kruhy či různé podstavce, jejichž úkolem byl především rozvoj síly cvičenců. Jahn dále trval na tom, aby gymnastika byla prováděna pouze venku, nikoliv ve vnitřních prostorách, a aby i ty nejmenší obce měli takové cvičiště. [4]

Ve Švédsku byl průkopníkem gymnastiky Ling, který spolu se svým synem vytvořil část systému, který nazýváme pedagogická gymnastika. Ta se skládá z každodenních gymnastických cvičení, jejichž náročnost se postupně zvyšuje, přičemž se nevyužívá žádného náčiní. Každý cvik se přitom provádí velmi pomalu, čímž se má dosáhnout maximálního natažení svalu a tím i rychlejšího pokroku. Dále Ling ve svém díle „Základy gymnastiky“ diskutuje o pedagogice, armádě, lidském organismu i funkcích gymnastiky. [4]

Na začátku 20. století prošla reformami jak sociální politika a filosofie kultury, tak celý vzdělávací systém. Poprvé se objevuje myšlenka, že děti nejsou malí dospělí, ale že se jejich duševní i fyzický vývoj liší od dospělého člověka a jejich vývoj je individuální. Shodují se tedy na potřebě aplikace jiných metod při výchově dětí. Již ale od poslední čtvrtiny 19. století byly zřizovány venkovské vzdělávací ubytovny, jejichž struktura měla vyhovovat hlavně mladým lidem. Díky těmto ubytovnám začalo být vzdělání velmi ceněno už jen kvůli budování dobrého charakteru dětí. Přímo ve vzdělání byl pak kladen důraz, aby mladí získali jakési všeobecné povědomí o světě a získávání znalostí se stalo podružné. [4]

Od konce 20. století po současné 21. století však význam pohybové aktivity upadl natolik, že jej již nelze ignorovat. Přitom pohybová aktivita není důležitá pouze pro zdraví jako takové, ale také pro psychickou pohodu, související s uvolňováním endorfinů, hormonů štěstí, během fyzické aktivity. Navíc nedostatek pohybové aktivity spolu s energeticky bohatou a snadno dostupnou stravou mají za následek

až znepokojivý nárůst výskytu obezity. [2]

Kromě toho současný životní styl, ve kterém každý jezdí dopravním prostředkem dále a déle, pracuje ve stále více sedavém zaměstnání a tráví volný čas sedavým způsobem, vůbec neprospívá populaci po zdravotní stránce. Díky technologickému pokroku již není potřeba vyvíjet tolik fyzické práce a lidé nepotřebují tolik energie pro jejich přežití. Kromě pohybové nedostatečnosti je životní styl většiny lidí poznamenán také neustálým stresem, hlukem, chvatem, neklidem a zátěží z přemíry podnětů a informací. V tomto ohledu se velmi uplatňuje psychosomatika, která se v případě zdravotních komplikací věnuje jak fyzické, tak psychické stránce onemocnění. [1, 2]

Poslední desetiletí navíc daly díky tomuto životnímu stylu vzniknout tzv. civilizačním chorobám. Mezi tyto choroby kromě obezity patří např. kardiovaskulární choroby, onemocnění pohybového aparátu, respirační problémy, cukrovka 2. typu, rakovina či různé psychické problémy. Tyto choroby nejenže mohou zhoršovat kvalitu života daného člověka, ale velmi často mají za následek předčasné zdravotní komplikace či dokonce smrt. [1, 2]

1.1.2. Dělení pohybové aktivity

V případě pohybové aktivity se jde o mnohovýznamový pojem, který je podle kontextu dále různě označován a rozdělován. Je několik způsobů, jak druhy pohybové aktivity rozlišovat, přičemž lze jednotlivá dělení dále kombinovat. Nejdříve si druhy pohybové aktivity rozdělíme a popíšeme a následně uvedeme některé příklady kombinací. [1]

1. Podle organizovanosti rozlišujeme pohybovou aktivitu: [1]

a) strukturovanou – která je druhově specifická a při pravidelném a řízeném opakování zpravidla přináší žádoucí zdravotní přínosy. Zároveň tento druh pohybové aktivity doprovází zvyšování tělesné zdatnosti daného člověka. Mezi strukturované pohybové aktivity řadíme například běh, jízdu na kole, plavání, rekreační fotbal, fitness či silovou jógu. Zpravidla je vyžadováno adekvátní oblečení, náčiní, zařízení a prostor.

b) nestrukturovanou – která je jinak označována jako habituální pohybová aktivita. Jde především o bazální pohybové aktivity.

2. Dále rozlišujeme pohybovou aktivitu na základě nároků na vybavení a její náročnosti: [1]

a) bazální – základní, nestrukturovaná pohybová aktivita běžného života, obvykle málo namáhavá, bez požadavků na zvláštní prostor, zařízení či oblečení. Souvisí se zdravým životním stylem. Příklady takové aktivity jsou chůze, domácí a zahradní práce, pochůzky po nákupech či chůze do schodů místo použití výtahu.

b) zdraví podporující – jsou aktivity, které prokazatelně přináší žádoucí

zdravotní benefity danému člověku. Bývají zpravidla naplánované a pravidelně vykonávané, a to v odpovídajícím objemu a s doporučenou namáhavostí.

c) sportovní – jsou pohybové aktivity strukturované a druhově specifické. Jsou vykonávány podle pravidel, přičemž jsou obvykle spojeny s organizovanou soutěží, na které je cílem daného jedince dosáhnout subjektivně maximálního výkonu. Zpravidla tyto aktivity vyžadují adekvátní oblečení, náčiní, zařízení a prostory. Mezi sportovní pohybové aktivity se řadí i atletická pohybová aktivita.

3. Pohybová aktivita podle její namáhavosti: [1, 2]

a) mírně namáhavá – pohybová aktivita, která na škále od 0 do 10 osobní pohybové kapacity odpovídá číslům 3 až 5. Při této míře aktivity člověk pocítuje pocit tepla a je lehce zadýchaný.

b) středně namáhavá – pohybová aktivita, jejíž aktivita je třikrát až pětkrát větší, než je klidová aktivita. Na škále osobní pohybové kapacity odpovídá číslům 5 či 6.

c) vysoce namáhavá – pohybová aktivita s intenzitou odpovídající na výše zmíněné škále číslům 7 až 10. Člověk se při této míře pohybové aktivity zpravidla velmi potí a je zadýchaný.

4. Podle dostatečnosti okysličení namáhané svalové skupiny rozlišujeme pohybovou aktivitu: [1]

a) aerobní – pohybová aktivita, při které se namáhaná svalová skupina rytmicky stahuje po delší dobu při nízké až střední intenzitě cvičení, ale zároveň za dostatečně zvýšené tepové frekvence. Do svalů jde přitom dostatek kyslíku. Při tomto typu cvičení se nejdříve spalují tuky, což je velmi žádoucí hlavně při redukci hmotnosti. Dále tento typ cvičení napomáhá posilovat srdeční činnost. Mezi aerobní cvičení se například řadí jogging, spinning, aerobik či cyklistika.

b) anaerobní – pohybová aktivita, při které namáhaná svalová skupina pracuje za nedostatečného přísunu kyslíku. Zpravidla jde o krátkodobá cvičení, prováděná za vysokého výkonu, a zaměřená na výbušnost, sílu a částečně i vytrvalost. Při tomto typu cvičení se na prvním místě spalují hlavně cukry. Jde především o cvičení jako je zvedání činek a závaží, sprinty, či rychlá jízda na kole do kopce.

5. Podle časového rozvržení pohybové aktivity dělíme pohybovou aktivitu na: [1]

a) kontinuální – souvislá pohybová aktivita.

- b) přerušovanou – mezi intervaly naplněné pohybovou aktivitou jsou vkládány intervaly pro odpočinek.

Pozitivní dopad pohybové aktivity na zdraví člověka se dá vyjádřit jako kumulativní důsledek pravidelně vykonávaných pohybových aktivit o doporučené namáhavosti a frekvenci. [1]

1.1.3. Měření pohybové aktivity

Pro měření pohybové aktivity by se mělo vycházet ze čtyř hlavních rozměrů pohybové aktivity: [2]

- a) Frekvence aktivity, kterou obvykle vztahujeme k počtu příležitostí za týden,
- b) intenzita, v níž je daná činnost prováděna,
- c) čas, doba trvání pohybové aktivity,
- d) typ činnosti.

Všechny čtyři předchozí rozměry pohybové aktivity je potřeba měřit proto, aby bylo možné posoudit celkovou míru pohybové aktivity. Obecně platí, že pro hodnocení pohybové aktivity pro velký objem lidí se nejlépe hodí průzkumy, založené na dotazníku. Pro výsledky s největší spolehlivostí získaných dat se pak používá průzkum, využívající ověřený dotazník, který je zodpovězen náhodným pravděpodobnostním vzorkem respondentů. Z tohoto typu dotazníku se dají získané výsledky následně aplikovat na celou populaci. V případě, že se pro opakované průzkumy používají stejné metody, lze dojít k převládajícím trendům ve zkoumané oblasti. [2]

K posouzení zdraví podporující pohybové aktivity byly vyvinuty dva ověřené dotazníky, dostupné v několika jazycích. Prvním je Dotazník o mezinárodní pohybové aktivitě („the International Physical Activity Questionnaire“ [2]), označovaný zkratkou IPAQ a dostupný v krátké a dlouhé verzi na webových stránkách [5]. Tento dotazník umožňuje přímé srovnání úrovně pohybové aktivity mezi jednotlivými zeměmi. Druhým je Dotazník WHO pro globální pohybovou aktivitu („the WHO Global Physical Activity Questionnaire“ [2]), označovaný zkratkou GPAQ, který umožňuje srovnání i v rámci rozvojových zemí a s kulturně rozmanitým obyvatelstvem. Tento dotazník je dostupný na webových stránkách [6]. [2]

1.2. Zdravotní benefity pohybové aktivity

Zdravotní benefity pohybové aktivity můžeme vyjádřit pomocí jednoho z nejdůležitějších faktorů zdraví jedince, tzv. pohybové aktivity. Jde o faktor, který se týká každého jedince jakéhokoliv věku. Skládá se z bazálních zdraví podporujících cvičení či sportovních pohybových aktivit, které mohou být prováděny jak kontinuálně, tak přerušovaně. Výsledná pohybová aktivita je pak dána sumací účinností během dne vykonaných pohybových aktivit. Největších benefitů pro zdraví jedince se přitom dosahuje v případě trvalé pohybové aktivity, prováděné v doporučeném objemu. [1]

Za aktivní způsob života se pak považuje způsob života, jehož trvalou součástí jsou právě pohybové aktivity v odpovídajícím objemu a o intenzitě, doporučované zdravotnickými institucemi. Fyzická aktivita je v tomto případě součástí každodenních rutin. Pohybová aktivita v rámci celé populace pak nepřispívá pouze veřejnému zdraví, ale řeší také blaho společnosti, ochranu životního prostředí a investici do budoucích generací. [1, 2]

Doporučení ohledně množství pohybové aktivity se sice stát od státu částečně liší, ale hlavní body zůstávají stejné. Především je ale nutné rozlišovat, zda se doporučení týkají dětí či dospělých a jaká je také každodenní náplň daného člověka. Rozdílná je míra pohybové aktivity i v případě různé funkční kapacity či celkové kondice jedince, v rámci rozdílných věkových kategorií apod. Doporučené hodnoty zdraví prospěšné pohybové aktivity však nejsou nikterak vysoké a je možné jich dosáhnout za pomoci pouze několika základních opatření, která do svého běžného života zavedeme. Většinou s sebou pohybová aktivita nese i další chování, prospěšné pro zdraví jedince, jako je zdravá strava, nekuřáctví apod. [1, 2]

Obecně v případě dospělého jedince se doporučuje minimálně půlhodinová aktivita alespoň mírné intenzity, naakumulovaná během dne. Samozřejmě je přínosnější, pokud je tato aktivita prováděna střední intenzitou, což například u průměrného jedince znamená rychlou chůzi. Pokud jde o chůzi, měl by pak dospělý člověk ujít alespoň 10 000 kroků denně. [1, 2]

V případě mladých lidí a dětí by pak obecně daná aktivita naakumulovaná během dne měla trvat alespoň hodinu a měla by být alespoň střední intenzity. Přitom by minimálně dvakrát týdně měla daná aktivita zahrnovat cvičení zlepšující zdraví kostí, sílu svalů a flexibilitu. Podrobněji jsou doporučená míra, intenzita a obsah pohybových aktivit zobrazeny v *Tabulce 1*. Odborníci se také shodnou, že se změnou v životním stylu populace jak v rámci pohybové aktivity, tak v rámci stravy, je nejlepší začít již v útlém věku. Přitom nejzásadnější vliv má v tomto směru kromě rodiny právě vzdělávací systém. [1, 2]

Lidé	Aktivity
Malé děti	Každodenní chůze z a do školy. Denní školní aktivity (přestávky, kluby). Během týdne: 3-4krát možnost odpoledních či večerních her. O víkendu: delší procházky, návštěvy parku či bazénu či jízda na kole.
Náctiletí	Každodenní chůze či jízda na kole z a do školy. Během týdne: 3-4krát organizované či neformální sporty a aktivity. O víkendu: procházky, jízda na kole, plavání, sportovní aktivity.
Studenti	Každodenní chůze či jízda na kole z a do školy. Využívání všech možností, jak být aktivní: chůze po schodech, vykonávání manuálních prací. Během týdne: 2-3krát sport a cvičení, návštěva tělocvičny či bazénu. O víkendu: delší procházky, jízda na kole, plavání, sportovní aktivity.
Dospělí s placenou prací	Každodenní chůze či jízda na kole z a do práce. Využívání všech možností, jak být aktivní: chůze po schodech, vykonávání manuálních prací. Během týdne: 2-3krát sport, posilovna či plavání. O víkendu: delší procházky, jízda na kole, plavání, sportovní aktivity, domácí opravy, zahradničení.
Dospělí pracující z domova	Každodenní procházky, zahradničení či domácí opravy. Využívání všech možností, jak být aktivní: chůze po schodech, vykonávání manuálních prací. Během týdne: příležitostně sport, posilovna či plavání. O víkendu: delší procházky, jízda na kole, sportovní aktivity.
Dospělí nezaměstnaní	Každodenní procházky, zahradničení, domácí opravy. Využívání všech možností, jak být aktivní: chůze po schodech, vykonávání manuálních prací. Příležitostně sport, posilovna či plavání. O víkendu: delší procházky, jízda na kole, plavání či sportovní aktivity.
Dospělí důchodového věku	Denně chůze, jízda na kole, domácí opravy nebo zahradničení. Využívání všech možností, jak být aktivní: chůze po schodech, vykonávání manuálních prací. O víkendu: delší procházky, jízda na kole nebo plavání.

Tabulka 1: Pohybová aktivita podle věku (převzato ze zdroje [2]).

V případě dospělých, tj. od 15 let výše, průzkum Světové zdravotnické organizace ukazuje, že dvě třetiny dospělé populace v Evropě nedosahuje doporučené hodnoty pohybové aktivity. To má souviset se socioekonomickou situací, která má přímo za důsledek malou účast na volnočasových aktivitách. Podle Světové zdravotnické organizace je přímo odpovědná za vytváření podmínek pro aktivní život člověka právě společnost. Jako hlavní příčiny nedostatku pohybové aktivity přitom organizace uvádí, že chudší lidé mají nedostatek volného času, případně nedostatečný přístup k volnočasovým aktivitám, či je příčinou přímo prostředí, v němž žijí a které nepodporuje volnočasové aktivity. Propagace pohybové aktivity v 21. století by přitom měla být nutností, nikoliv luxusem. [2]

Zlepšení pohybové aktivity populace by se mělo podle Světové zdravotnické organizace dosáhnout pomocí následujících akcí: [2]

- a) Zaměřením se na pohybovou aktivitu v širším slova smyslu.
- b) Nevěnovat pozornost pouze jednomu odvětví, ale pracovat na více úrovních, od místní po mezinárodní.
- c) Využívat řešení, která zlepšují pohybovou aktivitu na úrovni celého obyvatelstva, nikoliv pouze nějaké konkrétní skupiny. K tomu by se měly využívat různé programy, založené na potřebách obyvatelstva.
- d) Zlepšit prostředí vhodná pro pohybovou aktivitu.
- e) Zajistit rovnost v přístupu k pohybové aktivitě i v jejích možnostech.
- f) Vycházet z nejlepších možných důkazů o tom, co v rámci zdraví podporující pohybové aktivity funguje.

Dále je potřeba eliminovat tři faktory, které mají největší podíl na pohybové neaktivitě obyvatelstva: [2]

- a) Individuální faktory, jako jsou negativní postoje k pohybové aktivitě či víru v to, že daný člověk není schopen vykonávat danou pohybovou aktivitu. Dále sem patří i preference relaxace a odpočinku oproti pohybové aktivitě. Nejčastěji je ale důvodem nedostatek času.
- b) Mikro prostředí, tedy to, jak je pohybové aktivitě nakloněné prostředí, ve kterém daný člověk žije, či v něm pracuje. Většina populace je sice koncentrována ve městech, což by mělo vést k menšímu využívání motorizovaných dopravních prostředků díky menším vzdálenostem do práce a školy či do volnočasových zařízení, ale opak je pravdou. I přes podporu chůze či jízdy na kole ve městech je pozorován spíše pokles ve fyzické aktivitě lidí. S tím souvisí i rapidní nárůst zastoupení sedavých činností v průběhu dne, který lze pozorovat především v posledních třiceti letech.

- c) Makro prostředí, tedy hlavně obecné socioekonomické, kulturní a environmentální podmínky člověka. Chudší lidé mají prokazatelně méně volného času a horší přístup do volnočasových zařízení. Dále vlivem obav o bezpečí dětí rodiče upřednostňují dopravu do školy veřejnou dopravou namísto chůze či jízdy na kole, či hry ve vnitřních prostorách namísto venkovních aktivit, což je způsobeno právě makro prostředím. Nehledě na stále rostoucí potřebu mobility, díky které má dnes prakticky každá rodina minimálně jeden osobní automobil.

Jako další požadavek si pak Světová zdravotnická organizace klade monitorování pohybové aktivity na úrovni obyvatelstva, a to v konzistentním množství, tj. v množství umožňujícím nejlépe odhadnout daný parametr v rámci populace, v průběhu času. Důvodem pro tento požadavek má být lepší zacílení a plánování aktivit pro zlepšení pohybové aktivity populace. V Evropském regionu se v posledních několika letech daří shromažďovat mezinárodně srovnatelná data o pohybové aktivitě. Zatím je ale málo komplexních údajů, které by poskytovaly ucelené údaje o trendech na poli pohybové aktivity. [2]

Data o míře pohybové aktivity byla shromažďována napříč Evropským regionem pouze v posledních několika letech. V několika Evropských zemích však probíhalo shromažďování těchto dat již dříve, a proto u nich lze pozorovat trendy v míře pohybové aktivity. Mezi tyto země patří např. Švýcarsko, Finsko nebo Velká Británie. [2]

U Švýcarska byl mezi lety 1992 a 1997 pozorován nárůst počtu osob klasifikovaných jako pohybově neaktivních a to z 35,7 % na 39,4 %. Po tomto nárůstu však následoval pokles na 36,8 %, zaznamenaný v roce 2002. Ve Finsku pak byla organizována výroční šetření v oblasti pohybové aktivity již od roku 1979. Do poloviny 90. let zde byl pozorován nárůst podílu lidí, aktivních minimálně dvakrát týdně, a to z 40 % na 60 %. Přitom se zároveň zvýšil i podíl, v této míře cvičících žen, a to z mírně nižší úrovně na mírně vyšší úroveň. Od té doby bylo dále zaznamenáno mírné zpomalení obecného nárůstu aktivity a zvýšení volnočasové aktivity žen. Ve Velké Británii pocházejí data z Národního průzkumu dopravy. Tento průzkum ukázal, že průměrná vzdálenost, kterou člověk ujde pěšky nebo ujede na kole během roku, se mezi lety 1975 a 1976 snížila o 26 % a pak mezi lety 1999 a 2001 o 24 %. [2]

Pohybová neaktivita je přitom podle průzkumu z roku 2002 zodpovědná až za 600 000 úmrtí ročně v rámci Evropské unie. V závislosti na dané zemi toto číslo představuje 5-10 % všech úmrtí, což je nezanedbatelné množství. Proto je potřeba se současným stavem věcí něco dělat. Přímo mohou zdravotnické organizace napomáhat zlepšení zdraví podporující pohybové aktivity v rámci celé společnosti následovně: [2]

- a) Poskytovat důkazy o tom, co opravdu funguje.
- b) Podporovat výměnu zkušeností a znalostí v této oblasti, např. pomocí organizace či financování různých kurzů.

- c) Zastávat se o podporu pohybové aktivity v rámci jiných než zdravotnických odvětví a poskytnout jim nástroje, které tuto podporu usnadní v rámci firemní politiky. Jde například o příspěvky na zábavu a sport v rámci firem v podobě přímo na tyto aktivity určených stravenek. Nebo o podporu vzniku míst vhodných pro pohybovou aktivitu v rámci návrhů sídlišť.
- d) Zajistit, aby se fyzická aktivita stala součástí hlavního proudu politiky, týkající se zdravotnictví. V tomto případě jde například o příspěvky zdravotních pojišťoven na různé pohybové aktivity, v rámci zlepšování zdravotního stavu svých klientů.

Pohybová aktivita má také kromě zdraví člověka mnohem globálnější dopad, a to především v oblasti ekonomiky. Stát v případě vysoké míry neaktivity svých občanů musí vynaložit vysoké finanční prostředky, což platí pro celý region Evropské unie. Například v případě Anglie takové roční náklady na zdravotní péči, pracovní neschopnost či ztrátu příjmů v důsledku předčasného úmrtí činí 3-12 miliard EUR. To však nezahrnuje další náklady státu spojené s nadváhou a obezitou v důsledku pohybové neaktivity, které by mohly dosáhnout 9.6-10.8 miliardy EUR za rok. V případě švýcarské studie celkové přímé náklady spojené s pohybovou neaktivitou za rok činí 1.1-1.5 miliardy EUR. Pokud budeme brát v úvahu výsledky obou těchto studií a přepočteme náklady spojené s pohybovou neaktivitou na občana, vyjde nám částka 150-300 EUR ročně, což není úplně nezanedbatelná částka. V případě zvýšení pohybové aktivity obyvatelstva by se dosáhlo výrazných úspor v oblasti zdravotnické péče. [2]

Pozitivní dopad na zdraví jedince v případě dodržování doporučené míry pohybové aktivity se může projevat buď snížením rizika či dokonce zlepšením zdravotního stavu v dané oblasti. Zlepšení je možné zaznamenat např. u pohybového aparátu či u psychické pohody. Riziko se pak pohybovou aktivitou prokazatelně snižuje u chorob jako je cukrovka 2. typu, obezita a nadváha, rakovina tlustého střeva či prsu, dále pak v případě kardiovaskulárních chorob, depresí či v případě rizika pádu ve pokročilejším věku. [2]

V případě kardiovaskulárních chorob, kam mimo onemocnění srdce či mrtvice patří i diagnózy typu vysoký krevní tlak či vysoký cholesterol, je vliv pohybové aktivity na zdraví nejspíš největší. Například v případě onemocnění srdce se nedostatečně aktivní člověk vystavuje až dvakrát většímu riziku oproti aktivnímu člověku. Ruku v ruce pak s kardiovaskulárními chorobami jde nadváha a obezita. Zpravidla se zvyšující se váhou, vlivem vyššího příjmu energie oproti jejímu výdeji, se totiž zvyšují i nároky na činnost kardiovaskulárního systému, který však díky nedostatečné pohybové aktivitě není posílen adekvátně dané zátěží. To může způsobovat zdravotní komplikace v případě zhoršených meteorologických podmínek, jelikož organismus není na takové změny trénovaný. [2]

Souvislost nadváhy a obezity s cukrovkou 2. typu je již veřejnosti mnohem více známa.

Tento typ cukrovky je v populaci zastoupen ve více než 90 % a kromě genetických dispozic jej ovlivňuje právě nadváha a obezita. Postihuje zpravidla osoby nad 40 let, ale se zvyšující se mírou obezích mladých lidí postihuje také stále mladší ročníky. Cukrovka souvisí s metabolismem cukrů, který je řízen pomocí hormonu slinivky břišní, inzulinu. Dlouhodobý příjmem potravin s vysokým glykemickým indexem, jak tomu bývá často u lidí s nadváhou či obezitou, zpravidla vede ke snížení citlivosti buněk na inzulin. Po příjmu potravy se uvolní dané množství inzulinu, které však díky rezistenci buněk nestačí na dostatečné odbourání cukru, uvolněného z potravy do krve. Druhá vlna uvolněného inzulinu pak sice hladinu cukru v krvi dostatečně sníží, ale je zde časová prodleva, při které se dostavují příznaky hyperglykemie. Většinou je v případě diabetu 2. typu potřeba podávat léky, které zlepšují uvolňování inzulinu, zvyšují citlivost buněk na inzulin nebo zabraňují vstřebávání cukru ze střeva, případně je podáván přímo inzulin. Jako prevence se doporučuje pohybová aktivita, snížení hmotnosti v případě nadváhy a vyvážená strava. Je prokázáno, že pravidelná pohybová aktivita v doporučené míře snižuje riziko vzniku diabetu 2. typu o cca 30 %. [2]

U rakoviny tlustého střeva se riziko jejího vzniku díky pohybové aktivitě snižuje dokonce až o 40 %. V případě rakoviny prsu u žen po menopauze a v případě rakoviny prostaty u mužů je vliv pohybové aktivity na snížení rizika jejich vzniku také prokazatelný, avšak bohužel není vyčíslen konkrétními čísly. [2]

O vlivu pohybové aktivity na psychickou pohodu člověka toho bylo také hodně napsáno. Je prokázáno, že snižuje projevy depresí a případně i stres a úzkost. To souvisí například i s budováním zdravého sebevědomí u žen a se zvýšením míry sebeúcty u dětí i dospělých. [2]

1.3. Bezdrátová zařízení pro monitorování pohybové aktivity

Jedním z prostředků, jakými lze motivovat společnost k pohybové aktivitě, jsou dnešní technologie. Na trhu jsou dostupná různá technická zařízení, která dokáží monitorovat pohybovou aktivitu, a to na různé úrovni přesnosti. Tato zařízení jsou buď propojená s chytrými telefony, které téměř každý vlastníme, pomocí různých aplikací, nebo jsou přímo součástí telefonu. Zpravidla jde o bezdrátová zařízení, která je možné nosit opravdu nepřetržitě. V některých případech však nemusí být dané zařízení kompatibilní s mobilním telefonem a data se z něj tedy získávají skrze danou aplikaci v počítači. [7]

Mezi bezdrátová zařízení pro monitorování pohybové aktivity patří krokoměry, akcelerometry, gyroskopy, zařízení pro sledování pohybové aktivity z uražené dráhy (např. skrze GPS), monitory tepové frekvence apod. Zpravidla u dražších a kompatibilnějších zařízení se lze setkat s celou řadou dalších podporujících funkcí, či s kombinací vyjmenovaných zařízení. Mezi doplňkové funkce pak patří např. monitor spánku, upozornění na hovor či SMS, přehrávání hudby či funkce SOS pro přivolání pomoci se současným odesláním souřadnic apod. U komerčně dostupných zařízení se pak setkáváme především s kompromisem mezi cenou, malými rozměry, snadným nošením, odolností, rychlostí měření, nároky na přesnost měření a interpretaci dat a dalšími technickými vlastnostmi. Velká část uživatelů požaduje např. dlouhodobou paměť zařízení, určování geografické polohy, sledování tepové frekvence apod. [7]

Uživatel se pomocí těchto bezdrátových zařízení monitoruje sám, většinou dlouhodobě, což s sebou nese řadu přínosů. Oproti lidem, kteří nepoužívají tyto interaktivní technologie, byly pozorovány mnohem lepší výsledky, především v případě, že se zdravým životním stylem a dostatečnou pohybovou aktivitou právě začali. Lidé užívající monitorovací zařízení navíc dosahovali mnohem vyšší míry pohybové aktivity během dne na úkor sedavého způsobu trávení volného času. V případě těchto zařízení jde tedy o jeden z významných nástrojů, jak daného člověka motivovat k pohybové aktivitě a podpořit ho ve změně životního stylu a chování. Součástí této motivace přitom může být i fakt, že se uživatel většiny těchto zařízení může svými výkony pochlubit svým přátelům na sociálních sítích, případně může porovnávat svou aktivitu, vykonanou za daný den, s ostatními uživateli dané aplikace. [7]

Studie zaměřené na uživatele zařízení pro monitorování pohybové aktivity přitom přináší cenné informace, důležité pro vývoj a přijímání těchto technologií v každodenním životě i v rámci celé populace. Z výzkumů pak vyplývá, že většina uživatelů těchto zařízení má středoškolské a vyšší vzdělání. Oproti tomu je lidí, neuvžívajících tato zařízení, se shodným vzděláním výrazně méně. Dále užívání těchto technologií dost významně souvisí s věkem, jelikož jsou zpravidla hůře přijímány staršími generacemi. Obojí je přitom dáno socioekonomickou situací společnosti. [7]

V podkapitolách si dále popíšeme pro tuto práci důležité senzory, které se v bezdrátových zařízeních pro monitorování pohybové aktivity využívají.

1.3.1. Krokomeř

Krokomeř je nejjednodušší a nejlevnější ze senzorů, kterými lze monitorovat pohybovou aktivitu. První krokomeře byly čistě mechanického charakteru a skládaly se z mechanického přepínače ve formě kyvadla pro detekci kroků a jednoduchého mechanického počítadla. Dnes se spíše setkáme s elektromechanickou či elektrickou podobou krokomeřů. [8]

U elektromechanických krokomeřů je stejně jako u mechanických základem kyvadélko, které reaguje na houpavý pohyb při chůzi či běhu a zpravidla se upevňuje na bok. Některá zařízení je však možné na ruku upevnit stejně jako hodinky. V případě kvalitnějšího typu tohoto zařízení není kmitání kyvadélka při chůzi slyšitelné. Počet kroků je dán počtem došlápnutí a je u obou typů elektromechanických krokomeřů zobrazován na digitálním displeji. [8]

U moderních elektrických krokomeřů může být základem mikro-elektro-mechanický systém (MEMS), který pomocí softwaru dopočítává počet kroků a funguje jako 3-osý akcelerometr. Lze jej použít např. i v mobilních telefonech. U mobilních telefonů však může být pro počítání kroků využívána např. i GPS. Krokomeře v mobilním telefonu se však zpravidla nevyrovnají přesnosti klasických krokomeřů. [8]



Obr. 1: Pedometr inSPORTline Foot. (převzato ze zdroje [8]).

Co se týká požadavků na krokomeř, tak by měl být co nejmenších rozměrů, aby mohl být bezpečně upevněn a nepřekážel při sportu. Dále se moderní krokomeře vyznačují celou řadou doplňkových funkcí, jako je přepočítání kroků na kilometry, výpočet spálených kilokalorií, dlouhodobá paměť (týdenní, měsíční), stopky, nastavení cílového počtu kroků, USB port či připojení k telefonu, případně internetu, sledování tepové

frekvence atd. U některých krokoměřů je součástí zařízení např. i akcelerometr, jak tomu je např. u krokoměru na *Obr. 1*, kde je součástí zařízení 3-osý akcelerometr. [8]

1.3.2. Akcelerometr

Akcelerometr je zařízení, které měří zrychlení. Jako jednotky se používají buď metry za sekundu na druhou ($m \cdot s^{-2}$), nebo G-síly (g). V případě zobrazování v jednotkách g se pro měření při povrchu Země počítá s ekvivalentem $9,8 m \cdot s^{-2}$, i přestože je jeho hodnota proměnná s výškou. Zobrazení dat v daných jednotkách se většinou volí na základě specifického použití akcelerometru. Aplikace akcelerometru jsou v jednotlivých odvětvích různé, a to od sledování orientace a zrychlení po snímání vibrací a rázů. Při výběru správného typu akcelerometru pro danou aplikaci se klade důraz na vlastnosti jako je rozsah, počet snímaných os, plochá frekvenční odezva, teplotní kompenzace, citlivost, spotřeba energie (především u bezdrátových zařízení), komunikační rozhraní apod. Ve většině aplikací je potřeba najít střední cestu mezi citlivostí a měřitelným rozsahem, jelikož zpravidla platí, čím menší je rozsah, tím citlivější akcelerometr je. Nejčastěji je rozsah zařízení volitelný a pohybuje se od ± 1 g do ± 250 g. [9]

První akcelerometry vznikaly již ve 20. letech 20. století. Fungování prvního typu jednoosého akcelerometru, který byl nakonec komercializován, bylo založeno na odporovém můstku. Jednalo se přitom o uhlíkové prstence na rámu do tvaru písmene E, zapojené do polovičního Wheatstoneova můstku, kde vlivem stlačení vznikalo napětí mezi horní a střední částí rámu. Jeho použití bylo především v mostních konstrukcích, dynamometrech a letadlech. Před druhou světovou válkou pak vznikl první dvouosý akcelerometr s nastavitelným tlumením, který byl používán nejen pro měření zrychlení, ale také pro měření vibrací, nárazů tlumičů apod. Ceny obou těchto ranných akcelerometrů však byly velmi vysoké, a proto si je mohli dovolit řádově pouze stovky uživatelů. Většinou byly proto používány k testování nové techniky ve velkých koncernech. [10]

Širší komercializace se akcelerometry dočkaly až s nástupem odporových tenzometrů, vyvinutých v roce 1938. Tento typ akcelerometrů byl hojně používán v letectví, pro studium otřesů či při dynamických testech ve výrobních společnostech. Avšak v počátcích nebylo možné těmito zařízeními snímat vysokofrekvenční vibrace a krátkodobé otřesy. [10]

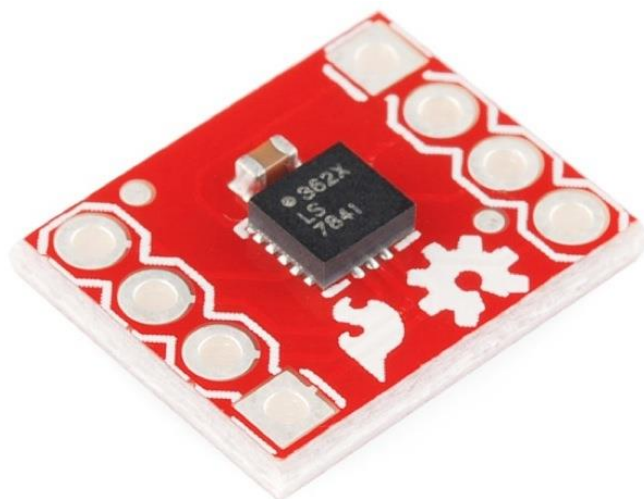
Pro studium pulzů, rázů a dalších dynamických jevů pak bylo potřeba vyvinout akcelerometr s vysokou vlastní frekvencí. Tím byl piezoelektrický akcelerometr. Plochá frekvenční odezva, která udává míru přesnosti reprodukce vstupu na výstupu, u zařízení vyrobeného před rokem 1960 činila u piezoelektrického akcelerometru 10000 Hz, avšak u akcelerometru s tenzometry nepřesáhla hodnotu 200 Hz. Tyto akcelerometry již byly vyráběny i v tříosé verzi. [10]



Obr. 2: *Pravděpodobně první komerčně vyráběný piezoelektrický akcelerometr, B&K Model 4303 (převzato ze zdroje [10]).*

Jako piezoelektrické materiály byly využívány feroelektrické i neferoelektrické materiály a později i materiály keramické. Prvním keramickým materiálem, který se pro výrobu akcelerometrů od 50. let používán, byl titaničitan barnatý. Později byly používány i jiné keramické materiály, především na akcelerometry pro měření šoků a vibrací, kde byla potřeba zároveň odolnost proti vysokým teplotám. Dále se k výrobě piezoelektrických akcelerometrů používaly i křemenné krystaly či integrované obvody. Díky integrovaným obvodům se dosáhlo velmi malých rozměrů akcelerometrů. Piezoelektrické akcelerometry jsou pro své široké možnosti využití a specifické vlastnosti hojně používány i dnes. U současných zařízení lze přitom dosáhnout měřitelného rozsahu až 100000 g. [10]

Piezorezistivní akcelerometry byly vyvíjeny od 60. let, kdy bylo k výrobě použito patentované polovodičové zařízení. Později byl pro výrobu použit vytvarovaný křemík, čímž se dosáhlo měřitelného rozsahu až 200000 g a rezonanční frekvence 1,2 MHz. V téže době byly vyvíjeny i kapacitní akcelerometry na bázi křemíku. Kapacitní akcelerometry obsahují kapacitní destičky, z nichž některé mohou mít pevné upevnění, jiné jsou připojeny k malým pružinám a při působení akceleračních sil se uvnitř zařízení pohybují. Zrychlení je pak určované ze změny v kapacitě, která je daná vzdáleností pevných a pohyblivých destiček. Oba tyto typy jsou předchůdci dnešních MEMS (mikro-elektro-mechanický systém) akcelerometrů. [9, 10]



Obr. 3: MEMS tříosý akcelerometr SparkFun ADXL362, vhodný pro měření statického i dynamického zrychlení, měřící rozsahy ± 2 , ± 4 a ± 8 g (převzato ze zdroje [9]).

1.3.3. Gyroskop

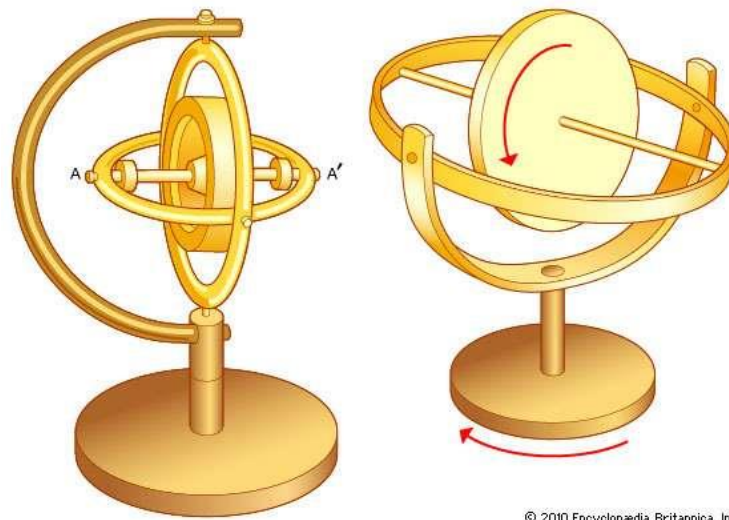
Gyroskopy jsou zařízení, která měří úhlovou odchylku od zadané orientace v rámci inerciální vztažné soustavy. Mezi jejich hlavní aplikace patří použití v rámci inerciální a výpočtové navigace či k detekci směru a k vytvoření umělého horizontu pro navigační systémy. V rámci inerciální navigace se např. i v kombinaci s akcelerometry používají pro výpočet postupného pohybu zařízení, jako jsou ponorky, některá vozidla a letadla, či k navigaci raket. Patent na tuto technologii pro navigaci raket, používající gyroskop s akcelerometrem, vlastní Německo, které ji poprvé vyzkoušelo během 2. světové války k navigaci raket V-1 a V-2. [11]

Rozlišujeme celkem 3 základní druhy gyroskopů: [11]

- a) mechanické gyroskopy s rotující hmotou,
- b) vibrační gyroskopy,
- c) optické gyroskopy.

První typ gyroskopu je nejstarší, jeho objev spadá do 19. století, a funguje na principu těžkého mechanického setrvačníku. Obsahuje rotor, jehož osa je upevněna v jednom z kardanových prstenců. Prstence kardanova závěsu jsou zpravidla tři, přičemž jsou vždy osy sousedních dvou prstenců na sebe kolmé. Ve vnitřním prstenci je upevněna osa rotoru, což umožňuje zachovávat jeho neměnnou orientaci v prostoru. V případě gyroskopu se dvěma kroužky se orientace setrvačníku v prostoru nezachovává. Oba tyto typy gyroskopu jsou zobrazeny na Obr. 4. Pro tuto vlastnost byl gyroskop již na začátku 20. století aplikován jako ukazatel směru do gyrokompasu, který se používal např. u ponorek. O několik let později byl gyroskop instalován i do zařízení určených pro automatického pilota v letadlech a na lodích a následně i do ukazatele umělého horizontu. Hlavní výhodou mechanických gyroskopů je především vysoká přesnost.

Mezi nevýhody patří problematická miniaturizace, časově náročná kalibrace a krátká životnost. I přes své větší rozměry se díky vysoké míře přesnosti měření stále používají pro inerciální navigační systémy orbitálních kosmických lodí. [11, 12]



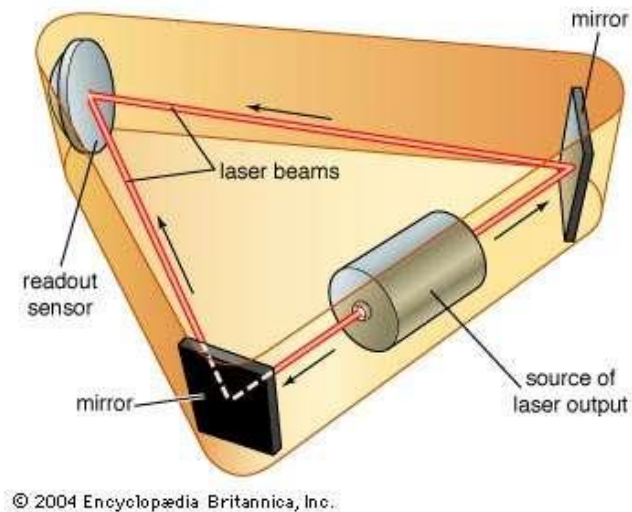
© 2010 Encyclopædia Britannica, Inc.

Obr. 4: Mechanický gyroskop se třemi prstenci (vlevo) a se dvěma prstenci (vpravo) (převzato ze zdroje [12]).

Princip vibračních gyroskopů je „založen na účincích Coriolisovy síly, která indukuje vazbu mezi dvěma mechanickými rezonátory“ [12]. Na tomto principu fungují např. MEMS gyroskopy. Mezi jejich výhody patří snadná miniaturizace a nízké pořizovací náklady. Mezi nevýhody nijak závratná přesnost. [12]

Posledním typem gyroskopů jsou gyroskopy optické, jejichž princip je založen na Sagnacově jevu. Ten spočívá v rozdílné rychlosti signálů, pohybujících se po uzavřených drahách opačnými směry, v rámci neinerciální vztažné soustavy. Dále se mohou optické gyroskopy dělit na laserové, vláknové a integrované, přičemž všechny tyto specifické druhy optických gyroskopů se dají dále dělit. [11, 12]

Na Obr. 5 je zobrazen kruhový laserový gyroskop, na kterém vysvětlím způsob fungování optických gyroskopů. Paprsek ze zdroje v podobě laseru (*source of laser output*) je rozdělen do dvou protichůdných světelných svazků, které se odráží na rovinných zrcadlech (*mirror*) do detektoru (*readout sensor*), který zjistí jejich frekvenční rozdíl. V případě, že se gyroskop otáčí kolem osy kolmé k rovině, kterou tvoří paprsek, je optická dráha paprsků různá a nastává rezonanční podmínka pro frekvenci jinou než v případě bez této rotace. V případě, že by bylo možné přiložení hranolu za zrcadlo detektoru, který je však v tomto případě fotoelektrický, byl by vidět interferenční obrazec, skládající se ze světlých maxim a tmavých minim. [11, 12]



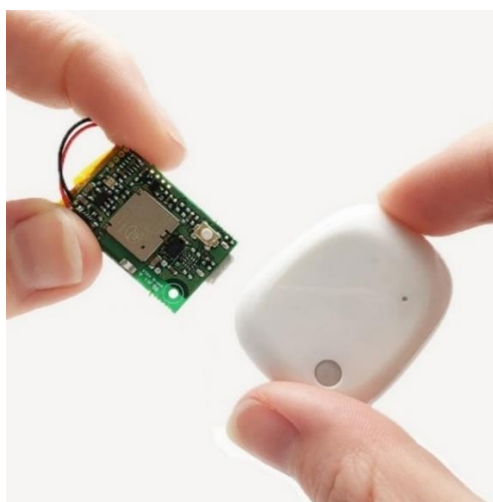
Obr. 5: Laserový kruhový gyroskop (převzato ze zdroje [12]).

Kromě těchto základních druhů gyroskopů je možné se v rámci laboratoří setkat i s gyroskopy využívajícími nukleární magnetickou rezonanci, atomové interferometry či supratekutost. [12]

1.3.4. Zařízení použitá pro účely diplomové práce

K měření pro účely této diplomové práce mi byla poskytnuta dvě měřicí zařízení z vybavení Přírodovědecké fakulty UHK. Šlo o zařízení MetaMotionR r0.3 od společnosti Mbientlab Inc. a zařízení Zephyr BioPatch HP od společnosti Medtronic. V této teoretické části budou popsány pouze technické parametry daných zařízení převzaté z manuálů. Srovnání daných zařízení a další podrobnosti budou zahrnuty až v části praktické.

MetaMotionR r0.3 [13]



Obr. 6: MetaMotionR r0.3 senzor (převzato ze zdroje [14]).

Zařízení v podobě chipu je umístěno v plastovém pouzdru, jak tomu je na Obr. 6. Toto

plastové pouzdro je buď možné nechat volně např. v kapse kalhot, případně jej dále upevnit do pouzdra pro připevnění na ruku stejně jako hodinek či pouzdra pro upevnění na pásku kalhot. Alternativní možností upevnění zařízení je pomocí adhezivního lepícího polštářku, který umožňuje upevnění prakticky kdekoliv na těle.

Zařízení má nízkou energetickou náročnost pro efektivní komunikaci s chytrými telefony. Je k dispozici certifikovaná mobilní aplikace, pomocí které zařízení přenáší naměřená data z vlastní paměti do paměti mobilního telefonu skrze Bluetooth. Parametry senzorů je možné přes tuto aplikaci nastavit. Zařízení má samo o sobě na vnější části pouze jedno tlačítko, určené k jeho vypnutí, a okénko pro diodu, která během měření bliká.

Čip od společnosti Nordic Semiconductor o parametrech: přenos dat v pásmu 2,4 GHz; 32 bitový procesor; paměť dat 512 kB; RAM 64 kB.

6-osý akcelerometr s gyroskopem od firmy Bosch o parametrech:

- 3-osý akcelerometr: volitelný rozsah ± 2 g/ ± 4 g/ ± 8 g/ ± 16 g; vzorkovací frekvence 0,78-1600 Hz;
- 3-osý gyroskop: volitelný rozsah 125/250/500/1000/2000 stupňů/s; vzorkovací frekvence 25-3200 Hz; proudový výstup gyroskopu 900 μ A.

3-osý magnetometr od firmy Bosch.

Doplňkové senzory: tlakoměr, výškoměr, senzor intenzity osvětlení, teplotní senzor.

Opakovaně nabíjitelná baterie přes micro-USB.

Zephyr BioPatch HP [15]



Obr. 7: Zephyr BioPatch HP senzor včetně držáku (převzato ze zdroje [15]).

Zephyr, zobrazený na Obr. 7, se skládá z modulu, tedy vlastního zařízení v pouzdru, a držáku, do kterého se modul vkládá. Na držák se patentem připojují dvě odnímatelné elektrody, kterými se zařízení připevní kolmo k linii hrudní kosti, těsně pod její spodní výběžek. Tyto elektrody jsou samolepící, v prostřední části mají nanesen gel pro lepší

kontakt s pokožkou a lze je vždy použít pouze jednou. Před přilepením elektrod by mělo být místo, určené k jejich upevnění, čerstvě umyté, suché a zbavené ochlupení.

Zařízení má celkem 9 měřících módů, mezi kterými si může uživatel zvolit ten nejlépe vyhovující. Na vnější straně zařízení je jedno tlačítko pro jeho zapnutí. Dále jsou zvenku čitelné celkem 4 čtyřbarevné signalizační LED diody, pro baterii, Bluetooth, odezvu srdce a protokoly. Každá barva má přitom jiný význam. Data si Zephyr ukládá do vlastní paměti a jejich přenos závisí na aplikaci zařízení. U některých měření je možné data přenášet rovnou pomocí Bluetooth, u jiných je nutný jejich přenos do počítače pomocí speciálního programu po připojení zařízení skrze slot s USB vstupem do počítače.

Základní parametry: záznamová kapacita typicky 500 hodin (ale závisí na používaném módu měření); napájecí napětí ($5 \pm 0,5$) V; výdrž baterie při Bluetooth přenosu 12-28 hodin; výdrž baterie při ukládání dat do vnitřní paměti zařízení je typicky 35 hodin; digitální rozlišení EKG 10-12 bitů.

Tepová frekvence: vzorkovací frekvence 1000 Hz; rozsah 0-240 úderů za minutu; EKG amplituda 0,25-15 mV.

Rychlost dýchání: vzorkovací frekvence 25 Hz; rozsah 0-120 nádechů za minutu.

Teplota zařízení: vzorkovací frekvence 1 Hz; rozsah 10-60 °C; čas potřebný na ustálení teploty 20 min.

3-osý akcelerometr: vzorkovací frekvence 100 Hz; rozsah ± 16 g.

Dále zařízení samo dopočítává aktivitu a pozici.

1.4. Analýza pohybu

V případě analýzy pohybu člověka hraje hlavní roli především biomechanika, která spojuje poznatky z oboru fyziky a poznatky z biologie člověka. Při samotné analýze pohybu je pak velmi důležité zvolit správnou metodu, která bude použita. Ta je volena v závislosti na cíli dané analýzy, časovém hledisku, kvalitě použité techniky i zkušenostech a připravenosti badatele. [16]

Metody, používané v rámci analýzy, se v první řadě dají rozdělit na kvalitativní a kvantitativní. U kvalitativních metod je hodnocen přímo pohyb samotný bez fyzikálních měření a jejich výstupem je slovní hodnocení. V případě kvantitativních metod se naopak fyzikální měření běžně využívají, přičemž výstupem jsou zpravidla číselné hodnoty, které charakterizují daný pohyb. [16]

Pro účely této práce jsou důležité především kvantitativní metody biomechanické analýzy pohybu. Další dělení kvantitativních metod je zobrazeno v *Tabulce 2*. [16]

Kinematické	Kinetické	Ostatní	Hodnocení biomechaniky tkání
<ul style="list-style-type: none">• videografická metoda• goniometrie• chronografie• stroboskopie	<ul style="list-style-type: none">• dynamometrie• dynamografie• dynamická plantografie• akcelerometrie	<ul style="list-style-type: none">• elektromyografie	<ul style="list-style-type: none">• měření mechanických vlastností tkání• fotoelastimetrie

Tabulka 2: Dělení kvantitativních metod biomechanické analýzy pohybu (převzato ze zdroje [16])

V této práci byla v rámci metod využita pouze akcelerometrická metoda, která stojí na rozhraní mezi kinematickými a kinetickými metodami. Metoda využívá jako senzor zrychlení akcelerometr, z něhož jsou získávány informace o statickém a dynamickém zrychlení, setrvačných a odstředivých silách, vibracích, pozici a náklonu tělesa apod. Zrychlení je u tohoto senzoru přítom určováno ze sil, na něj působících. Mezi hlavní nevýhody akcelerometru v rámci této metody pak patří jeho závislost na místě upevnění a vznik artefaktů v signálu během rychlých pohybů či odrazů. Artefaktem se v tomto smyslu rozumí část signálu, jejíž původ nesouvisí se sledovaným dějem. [16]

Při vlastní analýze pohybu se zpravidla sleduje nejen těžiště těla, ale také těžiště v některém segmentu, ve kterém je typicky daný senzor umístěn. Nejčastěji se v biomechanice používá model, který se skládá ze 14 segmentů, přičemž kvůli zjednodušení jsou v modelu dané segmenty nahrazovány pravidelnými geometrickými tělesy. Umístění senzoru v daném segmentu pak závisí na počtu použitých senzorů a účelu měření. [17]

1.5. MATLAB

MATLAB je matematický software, který vytvořila společnost MathWorks. Podklady k tomuto softwaru a jeho funkcím byly čerpány ze zdrojů [18] a [19] a dále z dokumentace MATLABu, která je součástí instalačního balíčku MATLABu. Plný název softwaru je Matrix Laboratory, neboli maticová laboratoř. Jde o „plně maticově orientovaný systém“ [18], podporující nejen maticové operace, ale i řadu dalších funkcí včetně nástrojů pro analýzu signálů a GUI objektového programování. Výkonné a interaktivní prostředí MATLABu je určeno především pro výpočty a analýzu dat v oblasti vědy a techniky, ale je taktéž vhodné i „pro modelování, simulaci, analýzu a prezentaci dat, vývoj algoritmů, měření a zpracování signálů apod.“ [20].

„Největší předností tohoto softwaru je jeho snadná rozšiřitelnost, díky které lze systém doplnit nejen o již napsané funkce, ale také o celé aplikace. Dalším předností pak je i jeho dobrá spolupráce s jinými aplikacemi a jazyky, jako je C, C++, Java apod. Naopak mezi nedostatky softwaru patří velké množství klíčových slov a složitá práce s toolboxy. Pod termínem toolboxy přitom rozumíme knihovny funkcí, které jsou v případě MATLABu“ [20] velmi neintuitivní.

V prostředí MATLABu lze pracovat ve třech různých režimech, v dialogovém, programovém a v grafickém. Dialogový režim zahrnuje především práci v okně Command Window, kde s daným prostředím zacházíme podobně jako s kalkulačkou. „V programovém režimu jde o editaci M-souborů, tzn. skriptů či uživatelských funkcí.“ [20] „Skript je posloupnost příkazů zapsaná do souboru s příponou .m“ [19], v němž je možné použít i proměnné, které byly definovány ještě před spuštěním daného skriptu. Funkce se od skriptu liší pevně danou strukturou. Proměnné, použité ve funkci, jsou však pouze lokální. Lze tedy ve funkci použít pouze proměnné, které jsou funkci dány jako vstupní parametry. „Posledním pracovním režimem MATLABu je režim grafický, který představují samostatná grafická okna s názvem Figure, ve kterých se zobrazují grafické výsledky.“ [20]

2. Praktická část

V první podkapitole praktické části se budu věnovat měřením a jejich výsledkům. Měření byla realizována pomocí zařízení MetaMotionR r0.3 od společnosti Mbiolab Inc. a zařízení Zephyr BioPatch HP od společnosti Medtronic. Druhá podkapitola praktické části bude věnována pohybové aktivitě a výpočtu jejího objemu z naměřených dat. Dále v této podkapitole bude obsaženo i srovnání metod použitých pro výpočet pohybové aktivity, a to i vůči datům o pohybové aktivitě, získaných přímo ze zařízení Zephyr.

V následujícím textu, nebude-li řečeno jinak, je na x -ové ose čas v jednotkách 10 ms. Při vizualizaci naměřených dat z gyroskopu bude na y -ové ose elektrické napětí v jednotkách 10 mV, přímo úměrné úhlové rychlosti v radiánech za sekundu. Při vizualizaci naměřených dat z akcelerometru bude na y -ové ose elektrické napětí v jednotkách 100 mV, přímo úměrné zrychlení v dané ose. V případě vizualizace pohybové aktivity budou na y -ové ose tzv. arbitrary units (A.U.). Ke kvantifikaci pohybové aktivity dojde až v závěru této kapitoly.

2.1. Měření s MetaMotionR r0.3 a Zephyr BioPatch HP

Se zařízením MetaMotionR r0.3 bylo provedeno několik měření. První sada měření probíhala v rámci budovy Přírodovědecké fakulty UHK a byla zaměřena spíše na krátkodobý monitoring, který byl prováděn za předem daných podmínek. Těchto měření se účastnilo několik dobrovolníků zhruba stejné tělesné stavby, věku a fyzické kondice. Tato sada měření byla zaměřena především na pohyby zahrnující chůzi, poklus a běh a dále byl v rámci této sady naměřen i pohyb po schodech nahoru a dolů, různou rychlostí. Zařízení bylo nejdříve upevněno na levém boku a následně na levém rameni. Primárním cílem dané sady bylo zjistit, do jaké míry jsou naměřená data ovlivněna umístěním měřícího zařízení. Sekundárním cílem pak bylo ověřit vzájemnou citlivost jednotlivých os v případě pohybu, který převládá ve směru jedné z os. Této první sadě měření se budu dále věnovat v podkapitole 2.1.1.

Druhá sada měření probíhala za zhruba stejných podmínek jako první sada měření. Zařízení MetaMotionR r0.3 bylo v tomto případě vždy upevněno na pravý bok. Počet dobrovolníků byl v tomto případě větší, avšak z pohybů byla zaznamenávána pouze chůze, poklus a běh dobrovolníků. Tělesná stavba, věk a fyzická kondice účastníků se v tomto případě lišily. Stejně jako první sada, je i tato sada spíše zaměřena na měření krátkodobého charakteru a za kontrolovatelných vnějších podmínek. Cílem druhé sady bylo určit, do jaké míry je měření přímo ovlivněno individuálními vlastnostmi dané osoby. Této druhé sadě měření se budu věnovat v podkapitole 2.1.2.

Během třetí sady měření byla použita dvě zařízení MetaMotionR r0.3 zároveň. Při tomto měření byl každý ze senzorů umístěn na jednom boku. Cílem této sady bylo zjistit, zda by bylo možné pomocí dvou takto upevněných snímačů monitorovat pohyb pánve tak, aby se dalo detekovat onemocnění pohybového aparátu v této oblasti.

Měření proto opět probíhalo ve vnitřních prostorách Přírodovědné fakulty UHK a bylo tedy zaměřeno spíše na krátkodobý monitoring v kontrolovatelných podmínkách. Rozbor této třetí sady měření bude zahrnut v podkapitole 2.1.3.

Čtvrtá sada měření byla oproti předchozím sadám zaměřena na dlouhodobý monitoring pohybové aktivity a byla při ní použita současně obě zařízení, MetaMotionR r0.3 i Zephyr BioPatch HP. Měření probíhalo vždy v rámci celého dne na jedné osobě a bylo opakováno. Do každého z měření byla ve všech případech zahrnuta jak klidová fáze, tak i několik dalších fází, s různě intenzivní pohybovou aktivitou. Cílem bylo určit, do jaké míry se data získaná pomocí daných zařízení vzájemně liší. Podkapitola 2.1.4. je věnována této čtvrté sadě měření.

2.1.1. První sada měření

Pro tuto sadu měření bylo použito zařízení MetaMotionR r0.3, které bylo při první části měření upevněno na levý bok za pásek pomocí speciálního pouzdra, jenž je zobrazeno na *Obr. 8*. V druhé části měření bylo pomocí stejného pouzdra zařízení upevněno na tričku zhruba na levém rameni. První i druhá část byla měřena na rovině. Ve třetí části měření probíhalo opět se zařízením připevněným na boku, avšak byl sledován pohyb po schodech.

Jednotlivé části této sady měření jsou pro účely této práce zobrazovány na datech, naměřených na dvou studentkách srovnatelné tělesné kompozice, věku i fyzické kondice. Účelem této sady měření bylo především zjistit, jakým způsobem místo upevnění daného zařízení ovlivňuje výstupní data a do jaké míry je z dat čitelný pohyb převládající ve směru jedné z os.



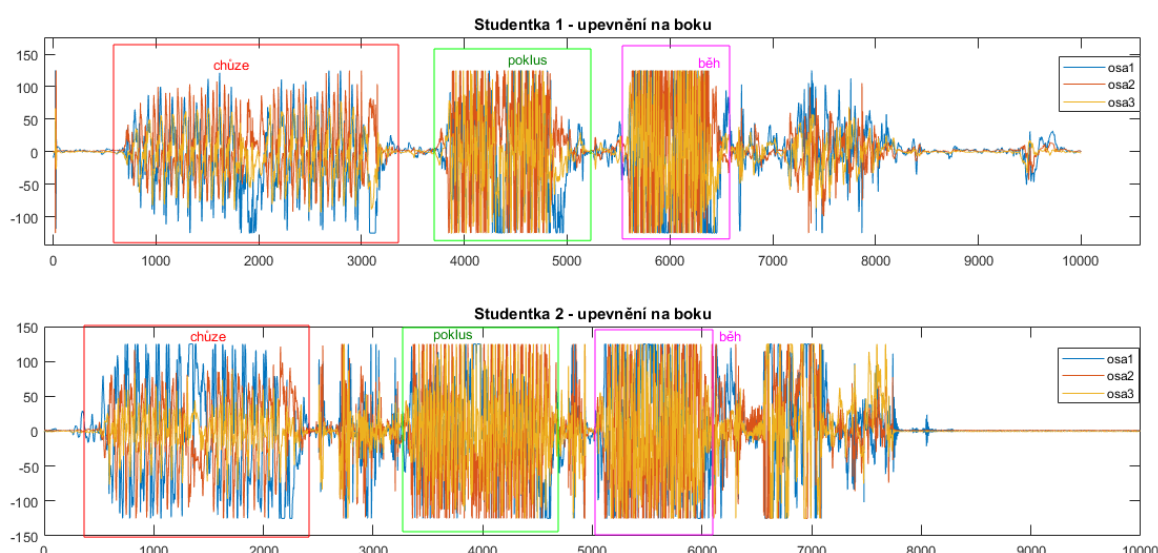
Obr. 8: Zařízení MetaMotionR r0.3 v pouzdře pro upevnění na pásku (převzato ze zdroje [14])

Před měřením bylo potřeba propojit daný senzor s vhodným mobilním telefonem, ve kterém byla nainstalována oficiální aplikace, určená pro měření s tímto zařízením.

K účelu měření byl v rámci fakulty zapůjčen i mobilní telefon se softwarem, splňujícím požadavky pro instalaci dané aplikace. V rámci této práce byla daným zařízením provedena měření, která kromě časových údajů dále obsahovala pouze data z 3-osého gyroskopu. Pro gyroskop byla v případě první sady měření zvolena vzorkovací frekvence 100 Hz. Během měření však tato vzorkovací frekvence mírně kolísala, zhruba v jednotkách Hz. Tuto chybu však vzhledem k malé odchylce od zvolené vzorkovací frekvence v rámci této části práce zanedbávám. O podstatě dat z gyroskopu budeme diskutovat v dalších kapitolách, nyní se zaměříme na kvalitativní stránku dat.

Po zahájení měření byla do mobilního telefonu průběžně odesílána naměřená data skrze připojení Bluetooth. Průběžné odesílání je nutné vzhledem k velikosti vnitřní paměti zařízení, která je kvůli malým rozměrům čipu měřícího zařízení velmi malá. Naměřená data byla v telefonu uložena v podobě .csv souboru. Formát dat v daném souboru obsahuje v prvním sloupci údaj o čase a v dalších třech sloupcích data z jednotlivých os 3-osého gyroskopu.

Měření probíhalo pro pohyby zahrnující chůzi, poklus a běh. Tyto pohyby probíhaly na rovině a na schodech. Vzdálenost mezi dvěma sousedními značkami, mezi kterými se pohyb po rovině odehrával, byla 10 metrů. Ve všech případech pohybu po rovině šlo o pohyb od jedné značky ke druhé, načež následovalo otočení a pohyb zpět na první značku. Mezi jednotlivými druhy pohybu vždy následovala krátká pauza, kdy dobrovolník stál v klidu na místě, aby bylo možné jednotlivé události při vizualizaci dat dobře odlišit. V případě pohybu po schodech pak šlo o 3 mezipatra, kde byly při sestupném pohybu zahrnuty pauzy na mezipatrech, avšak při vzestupném pohybu nikoliv.

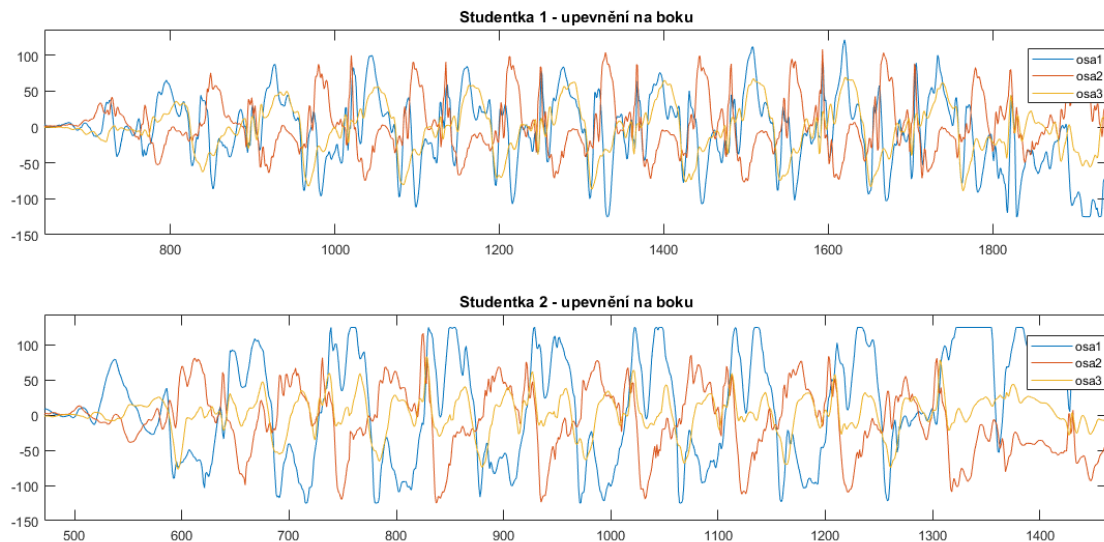


Obr. 9: Vizualizace dat z gyroskopu z první sady měření při upevnění zařízení na boku pro dvě studentky.

V první části zpracování první sady měření bylo zařízení MetaMotionR r0.3 upevněno

na levém boku. Pohyb probíhal po rovině za podmínek zmíněných výše. Na Obr. 9 jsou zobrazena data z gyroskopu ve všech třech osách pro dvě studentky. Na tomto obrázku jsou zároveň zvýrazněny a popsány části s jednotlivými druhy pohybů. Po přiblížení dat je ve všech třech zvýrazněných oblastech patrná změna směru pohybu, způsobená otočením na druhé značce. Tato změna se na křivce projevuje postupným poklesem amplitudy křivky na nulu a její opětovný postupný nárůst. Patrná je tato změna ve výchylce křivky i na konci a začátku každého ze zvýrazněných bloků, kdy dochází ke zrychlenému, případně zpomalenému, pohybu.

Z vizualizovaných dat je dále zřejmé, že s rostoucí intenzitou pohybu úměrně roste i množství výchylek v dané oblasti, a to ve všech třech osách. Z množství těchto výchylek je dále možné určit i míru pohybové aktivity, jejímž výpočtem se dále zabývá podkapitola 2.2.5. Kromě toho stojí také za povšimnutí, že především v oblastech poklusu a běhu, je amplituda výchylky useknuta na pevně dané hodnotě. Tato hodnota je dána měřitelným rozsahem použitého gyroskopu při dané vzorkovací frekvenci.

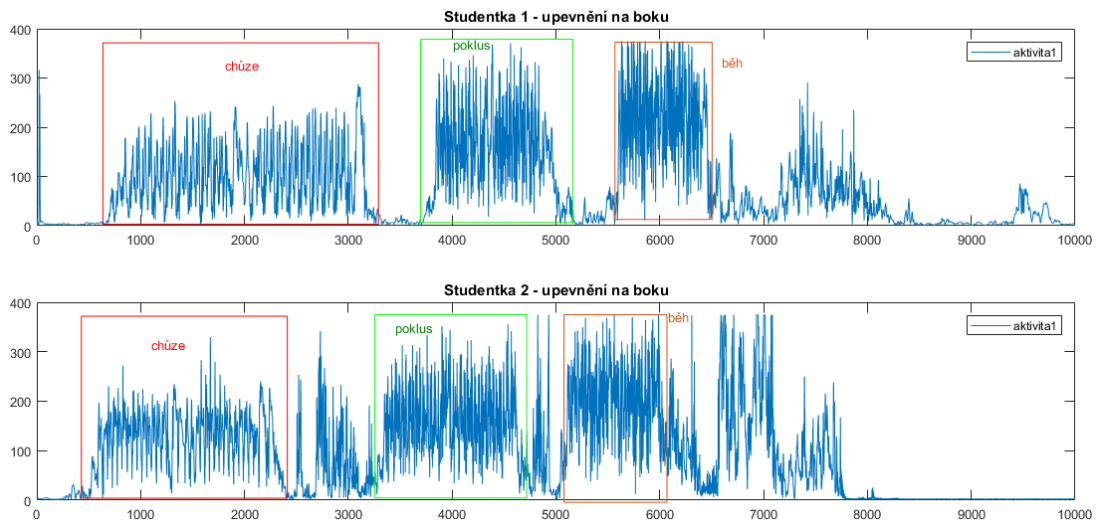


Obr. 10: Přiblížená data z Obr. 9 ve vyznačené oblasti chůze.

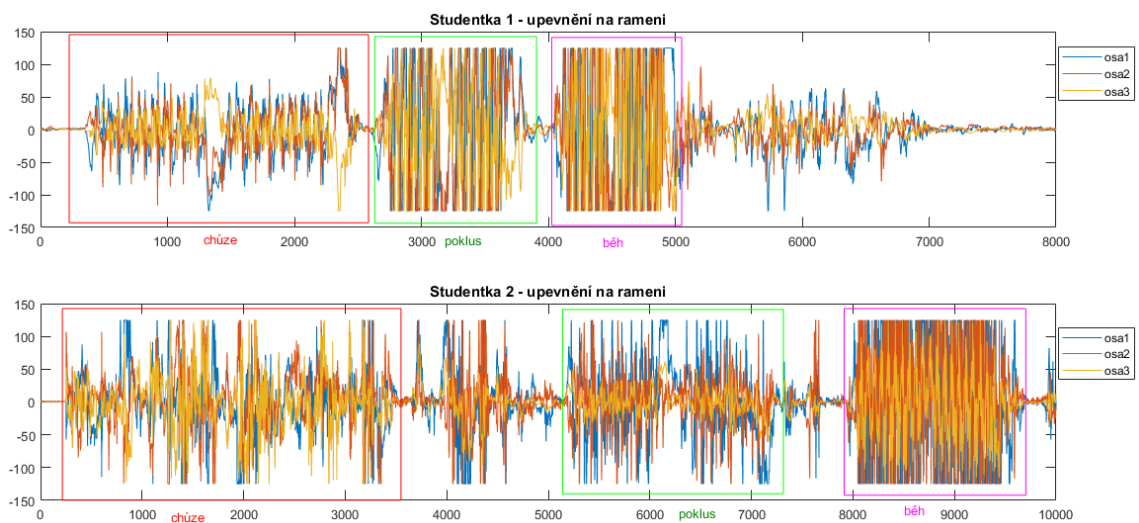
Po přiblížení dat z Obr. 9 v oblasti chůze, jak je zobrazeno na Obr. 10, je možné rozeznat i jednotlivé kroky obou studentek. Výraznější z každých dvou po sobě jdoucích výchylek, tedy výchylka s větší amplitudou, přitom patří noze, na jejíž straně byl senzor upevněn. V tomto případě jde o levou nohu. Tvar i amplituda výchylek křivky v obou případech se nijak výrazně neliší. Pouze je z dat čitelné, že se druhá studentka během pohybu nakláněla v směru tohoto pohybu méně než první studentka. To je patrné z výchylek osy 3, zvýrazněné žlutou barvou. Tyto výchylky jsou totiž v případě druhé studentky menší.

Vzhledem k tomu, že se data zobrazená na Obr. 9 v daných částech příliš neliší, bylo by zajímavé určit, jak odlišná jsou z pohledu absolutní intenzity pohybové aktivity. Její výpočet bude dále rozebrán v kapitole 2.2.1. Jak je patrné z Obr. 11, absolutní intenzita

pohybové aktivity daných studentek je kvalitativně také srovnatelná. Proto je možné i nadále předpokládat, že u jedinců zhruba stejné tělesné kompozice, věku a fyzické kondice budou za shodných podmínek měření naměřena zhruba stejná data.



Obr. 11: Absolutní intenzita pohybové aktivity vypočtená z dat zobrazených na Obr. 9.

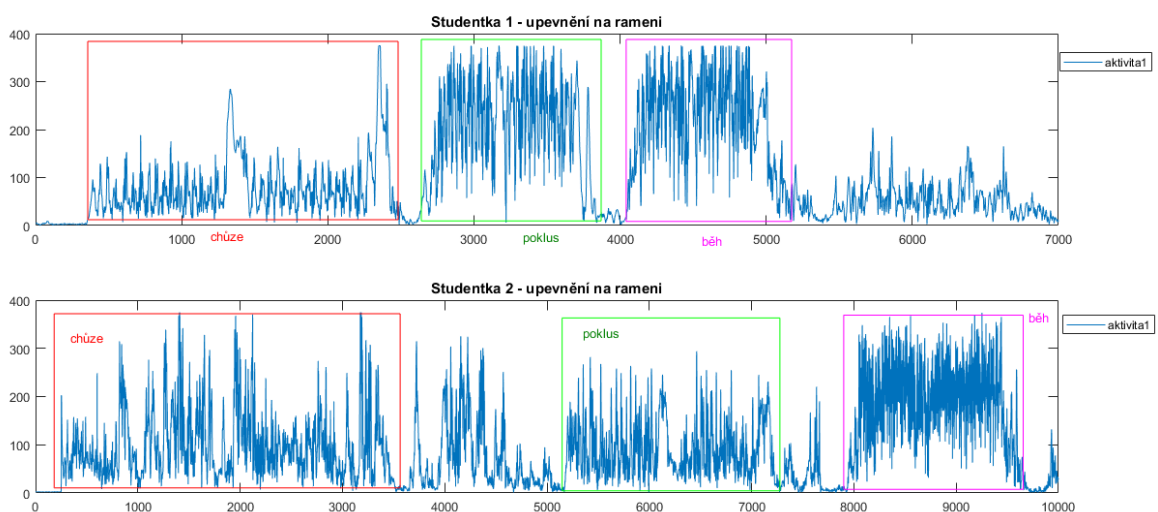


Obr. 12: Vizualizace dat z gyroskopu z první sady měření při upevnění zařízení na rameni pro dvě studentky.

Druhá část této sady měření probíhala na rovině za stejných podmínek jako první část, avšak tentokrát bylo měřící zařízení upevněno na levém rameni. Vizualizována jsou tato data pro obě účastnice z předešlé části na Obr. 12. Z obrázku je zřejmé, že při připevnění zařízení na rameni není průběh křivek tak hladký a plynulý, jako v případě připevnění na boku. Lokální extrémů jsou v tomto případě mnohem ostřejší. Maximální amplitudy je dosahováno, a to především u druhé studentky, až v oblasti běhu. Zobrazená data obou studentek si již nejsou tak podobná, jako v předchozím případě.

Hlavně v oblasti chůze u druhé studentky je patrné, že čitelnost a interpretace dat je v případě tohoto způsobu upevnění zařízení podstatně horší. Příčinou podle mého názoru bude nejspíš méně kontaktní upevnění daného zařízení na rameni studentky. I přesto, že pro upevnění bylo použito stejné pouzdro, vrchní oděv neposkytuje dostatečnou míru upevnění zařízení, jako pásek, použitý v předchozí části. Díky tomu dochází k volnému pohybu zařízení během pohybu osoby, na níž je upevněn. Tento volný pohyb zařízení se bude při vizualizaci dat nejvíce projevovat právě při pomalejších pohybech, kdy výchyly nejsou tak vysoké a nepřekračují měřitelný rozsah zařízení.

Ze zobrazení absolutní intenzity pohybové aktivity na *Obr. 13* je vidět, že volný pohyb zařízení hlavně při pomalých pohybech ovlivnil i její hodnoty. V oblasti chůze se hodnoty aktivity při upevnění zařízení na rameni výrazně liší od hodnot aktivity při upevnění zařízení na boku, zobrazené na *Obr. 11*. Předpokládá se, že tyto rozdíly nebyly zapříčiněny různým způsobem pohybu během daných měření, jelikož se projeví i v případě měření na dalších osobách.

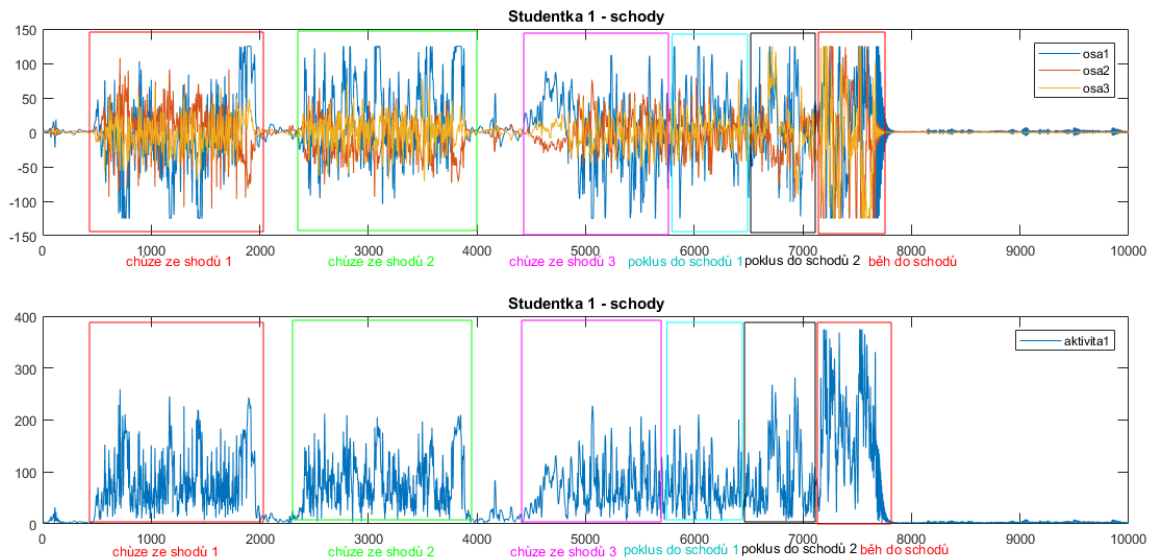


Obr. 13: Absolutní intenzita pohybové aktivity vypočtená z dat zobrazených na *Obr. 12*.

Vzhledem k horšímu vizuálnímu výstupu, vlivem volného pohybu zařízení v případě jeho upevnění na rameni, bude i v následujících měřeních upřednostněno upevnění zařízení na boku. Důvodem této preference upevnění bude získání nezkreslených dat, která budou adekvátně popisovat probíhající pohyb.

Ve třetí části první sady měření bylo měřící zařízení upevněno na levý bok. Sledovaným pohybem v tomto případě byl pohyb po točitých schodech, zahrnujících tři mezipatra. Sledovaný pohyb je zobrazen na *Obr. 14*. Při sestupném pohybu rychlostí chůze byly na prvním a druhém mezipatře realizovány krátké zastávky. Tomuto pohybu odpovídají první tři zvýrazněné oblasti. Ve spodní části schodů byl proveden rychlý obrat, po kterém následoval pohyb do schodů. Tomuto pohybu odpovídají zbylé tři zvýrazněné oblasti. V prvních dvou mezipatřích šlo o stoupání rychlostí poklusu a

v poslední části stoupání pak o běh.



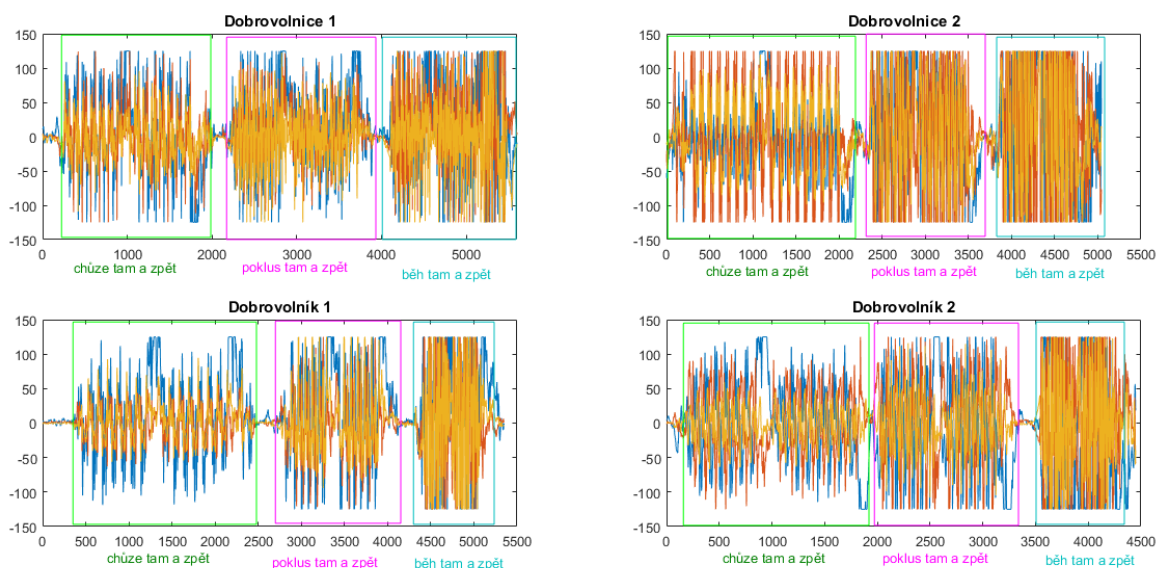
Obr. 14: Vizualizace pohybu ze schodů a do schodů u jedné studentky ve vrchní části, spolu s absolutní intenzitou pohybové aktivity během stejného pohybu u této studentky ve spodní části.

Vzhledem k výraznému pohybu ve vertikálním směru byly předpokládány větší výchylky ve směru jedné z os. Tento předpoklad byl splněn na ose 1, zvláště modrou barvou, jak ukazuje graf ve vrchní části *Obr. 14*. Její výchylky jsou větší než výchylky zbylých os v daném místě. To poukazuje na dobrou citlivost gyroskopu na změny v pohybu ve směru jednotlivých os. Absolutní intenzita pohybové aktivity daného pohybu, zobrazená na *Obr. 14* dole, pak odpovídá pouze intenzitě pohybu a není nijak ovlivněna výraznější změnou v pohybu ve směru jedné z os.

2.1.2. Druhá sada měření

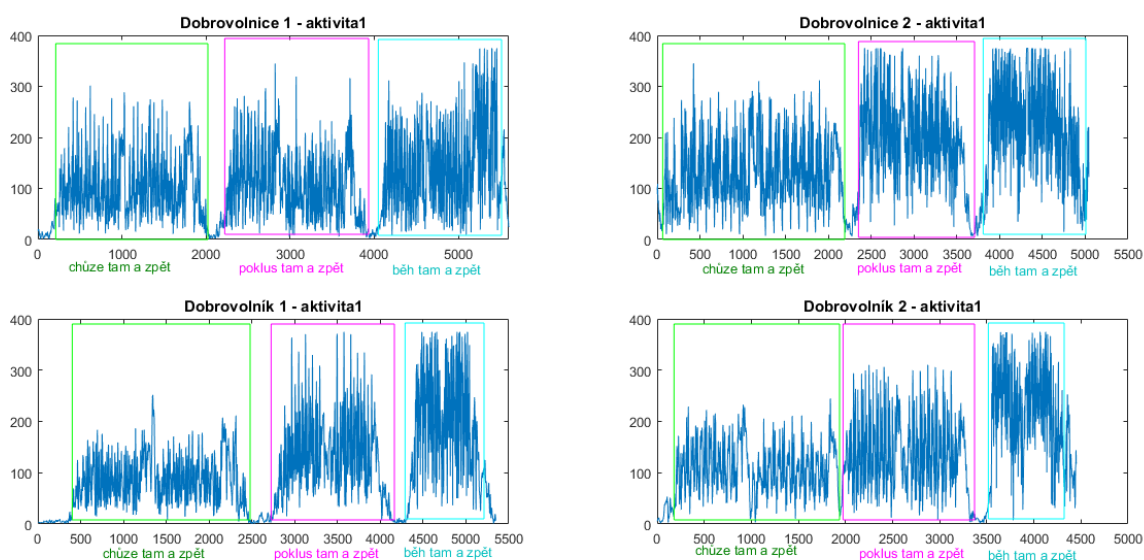
Pro tuto sadu měření bylo stejně jako v první sadě měření použito pouze zařízení MetaMotionR r0.3, které bylo při všech měřeních upevněno na pravém boku na pásku, případně lemu kalhot či sukně, pomocí pouzdra na *Obr. 8*. Vzhledem k tomu, že se měření účastnili ženy i muži různé tělesné kompozice a v civilním oblečení, tak se umístění zařízení při každém měření mírně lišilo, avšak zanedbatelně k účelům této práce. Úkolem této druhé sady měření bylo určit, do jaké míry jsou získaná data ovlivněna právě tělesnou stavbou, věkem a fyzickou kondicí účastníků. Zacházení s měřícím zařízením bylo shodné jako v předchozí sadě měření pro případ upevnění zařízení na boku a pohyb po rovině.

Pro dobrou interpretaci získaných dat byla vybrána měření dvou žen a dvou mužů, kteří se vzájemně lišili jak věkem, tak fyzickou kondicí i tělesnou kompozicí. Dobrovolnice 1 a dobrovolník 1 jsou zhruba o generaci starší než dobrovolnice 2 a dobrovolník 2.



Obr. 15: Vizualizace dat z gyroskopu z druhé sady měření při upevnění zařízení na boku pro čtyři vybrané dobrovolníky.

Na Obr. 15 jsou zobrazena data z jednotlivých os gyroskopu, získaná při měření. Již v oblasti chůze jsou mezi dobrovolníky vidět výrazné rozdíly. Prvním rozdílem je různá hustota křivky ve všech osách. Tato hustota je dána množstvím kroků, které dobrovolníci na shodné dráze učinili. Na grafu měření pro dobrovolníka 1 je vidět, že na dané dráze udělal mnohem méně kroků než ostatní dobrovolníci, a to i v případě poklusu a běhu. Příčinou je v tomto případě větší výška tohoto účastníka, která mu umožnila dělat delší kroky než ostatní.



Obr. 16: Absolutní intenzita pohybové aktivity vypočtená z dat zobrazených na Obr. 15.

Druhým, dobře pozorovatelným, rozdílem je různá hustota křivky v jednotlivých osách. U dobrovolnice 2 je výrazně větší poměr zastoupení žluté a červené osy oproti modré,

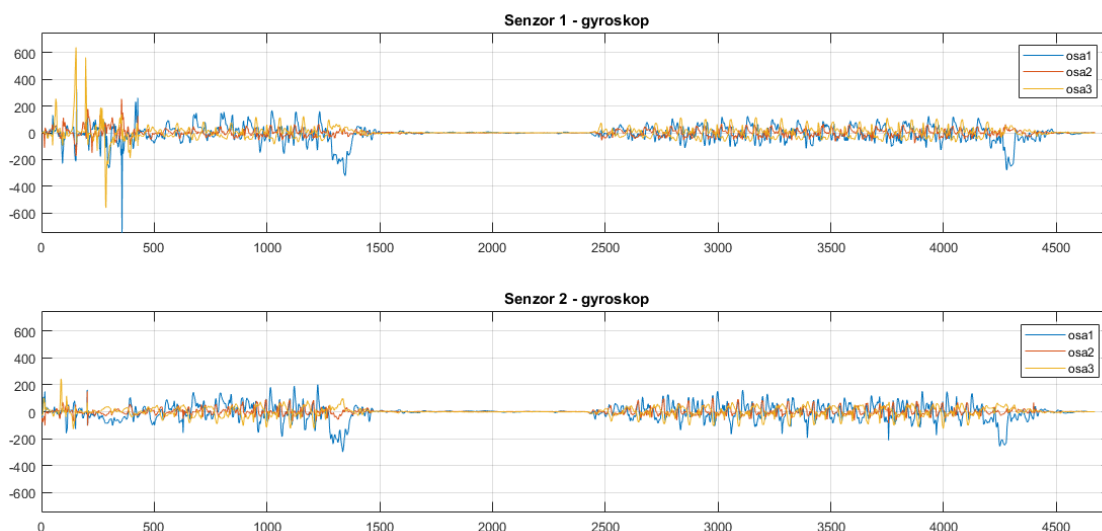
než tomu je u ostatních. To bylo nejspíše způsobeno výraznějším houpavým pohybem boků při chůzi, což souvisí s její tělesnou kompozicí. Rozdíl v zastoupení jednotlivých křivek je však v grafu rozpoznatelný i u ostatních pohybů.

Další rozdíl je patrný ve všech třech zvýrazněných oblastech a týká se začátku a konce každé z oblastí. Všichni účastníci mají různý nástup a závěr pohybové aktivity v dané oblasti, což je vidět i na *Obr. 16*. Různé nástupy pohybové aktivity jsou dány především různou schopností akcelerace jednotlivých dobrovolníků, jelikož všichni startovali ze stejné značky. Různé závěry pohybové aktivity v daných oblastech jsou pak nejspíše dány tím, že ne všichni dobrovolníci zastavili na dané značce, někteří zastavili až kus za ní.

Data zobrazená a zhodnocená výše tedy ukazují, že věk, tělesná stavba a fyzická kondice velmi výrazně ovlivňují data naměřená gyroskopem zařízení MetaMotionR r0.3.

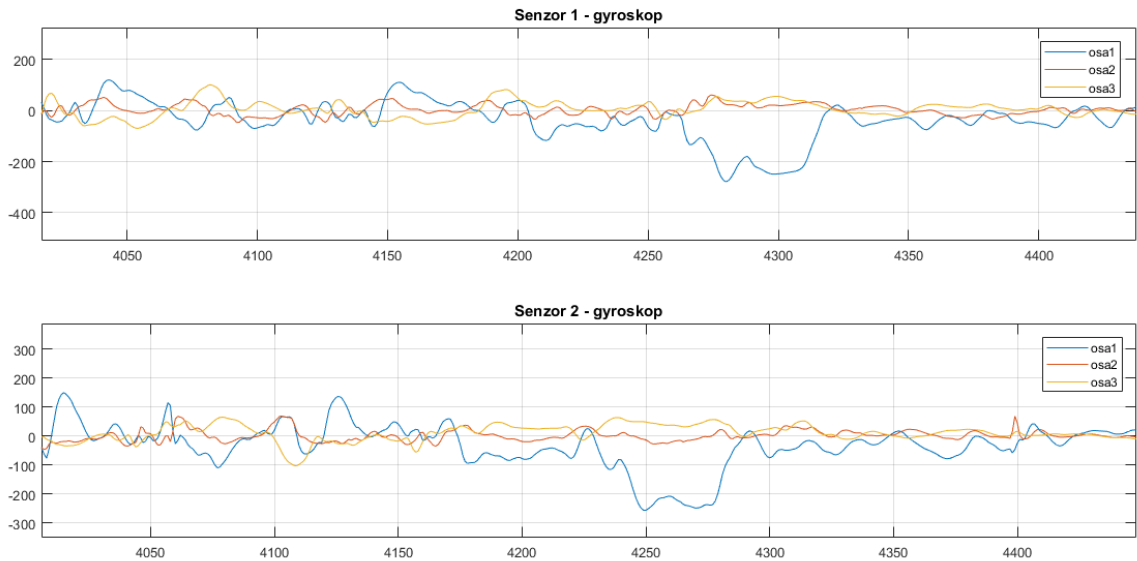
2.1.3. Třetí sada měření

Pro účely třetí sady měření byla použita dvě shodná zařízení MetaMotionR r0.3, která byla opět připojena k mobilnímu telefonu s oficiálním softwarem, určeným pro měření. Vzorkovací frekvence byla pro obě zařízení nastavena na 100 Hz. Zařízení byla pevně upevněna na bocích. Pro měření byla zvolena rovná dráha o délce zhruba 25 m.



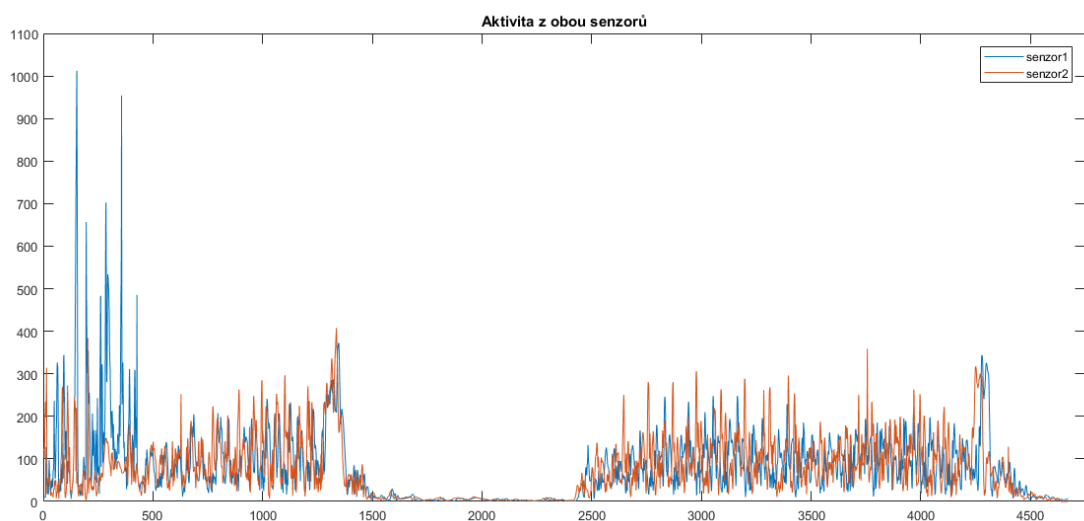
Obr. 17: Vizualizace dat ze dvou gyroskopů upevněných na bocích jedné osoby.

Naměřená data jsou ve všech třech osách zobrazena na *Obr. 17*. V první části byla daná dráha uražena zpočátku rychlejší chůzí, v oblasti ohraničené první svislou čarou mřížky grafu, a následně chůzí normální. V druhé části bylo při normální chůzi simulováno kulhání na levou nohu. Výrazné výchylky osy 1 na hodnotách osy x zhruba 1400 a 4800 byly způsobeny prudším zastavením dané osoby.



Obr. 18: Přiblížení vybrané části dat, zobrazené na Obr. 17.

Přiblížení druhé části grafu z Obr. 17 je zobrazeno na Obr. 18. Lze zde pozorovat především mírný vzájemný posun křivek. Tento posun činí zhruba 30 vzorků, což po přepočtu ze vzorkovací frekvence odpovídá téměř třetině sekundy. V případě přiblížení dat v první části grafu z Obr. 17 však je posun křivek vůči sobě zhruba poloviční. Jinak si jsou data z obou senzorů velmi podobná. Příčinou průběžně proměnného vzájemného posunu křivek je pravděpodobně proměnná vzorkovací frekvence použitých zařízení, která částečně komplikovala i předchozí dvě sady měření. Pokus o kulhání se pak v druhé části grafu, přiblížené na Obr. 18, projevuje tak, že výchylky červené a žluté osy se vždy vychylují shodným směrem. V první části dat jdou výchylky těchto os v daný okamžik zpravidla opačnými směry.



Obr. 19: Absolutní intenzita pohybové aktivity vypočtená pro oba senzory z dat zobrazených na Obr. 17.

Absolutní intenzita pohybové aktivity, zobrazená na *Obr. 19*, je kromě úseku, odpovídajícímu rychlejší chůzi, pro obě zařízení velmi vyrovnaná. Je opět znatelný mírný posun mezi oběma senzory, který je však v druhé části měření výraznější. Rozdíl v posunech je vidět hlavně u výchylek odpovídajících hodnotám osy x zhruba 1400 a 4350.

Vzhledem k tomu, že rozdíly první části bez kulhání a druhé části s kulháním nejsou jinak příliš výrazné, bylo by obtížné při daném nastavení senzorů analyzovat pohyb pro účely rozeznání onemocnění pohybového aparátu. Pro další studium využití těchto senzorů pro dané účely bych doporučovala vyzkoušet jiné nastavení parametrů senzorů v dané aplikaci, nejspíše snížení měřitelného rozsahu, případně jiné upevnění senzorů např. na vrchní části stehén. Rozlišovací schopnost použitých zařízení však byla pro tato měření dostačující.

2.1.4. Čtvrtá sada měření

V rámci čtvrté sady měření byla použita obě měřící zařízení, MetaMotionR r0.3 i Zephyr BioPatch HP. Tato sada měření se kromě dlouhodobého měření od předchozích třech sad měření liší především tím, že podmínky měření tentokrát nebyly přímo kontrolovány. Měření totiž v tomto případě probíhalo jak ve vnitřních, tak vnějších prostorech. Kromě rozmanitých pohybových aktivit bylo zaznamenáváno i použití daných zařízení během běžného každodenního režimu člověka.

Pro upevnění zařízení MetaMotionR tentokrát nebylo použito pouzdro, jak tomu bylo u předchozích tří sad měření, ale byl volně vložen do levé přední kapsy kalhot spolu s mobilním telefonem s aplikací, určenou pro měření s tímto zařízením. Vzhledem ke krátkému dosahu Bluetooth připojení, které je pro propojení zařízení s mobilním telefonem nezbytné, tak šlo především o snahu o usnadnění přenosu naměřených dat. Chyba, způsobená bezdrátovým přenosem dat, byla totiž v rámci dlouhodobého monitoringu s tímto zařízením, vzhledem k jeho malé vnitřní paměti, předpokládána.

Data byla opět v případě zařízení MetaMotionR měřena 3-osým gyroskopem, avšak o vzorkovací frekvenci 200 Hz. Během měření ale tato vzorkovací frekvence kolísala, což mělo za následek, že v průměru byla vzorkovací frekvence během měření zhruba 198 Hz. Tato chyba však byla vzhledem k malé odchylce od zvolené vzorkovací frekvence v rámci této práce zanedbána. Původ chyby byl nejspíš, i přes zmíněná opatření, způsoben právě přenosem dat z paměti zařízení do paměti telefonu. Formát získaných dat obsahoval v prvním sloupci údaje o čase a ve zbylých třech sloupcích data z jednotlivých os 3-osého gyroskopu.

Před měřením se zařízením Zephyr bylo nejdříve potřeba nastavit mód měření, během jeho připojení k počítači, pomocí speciálního oficiálního softwaru. Mód byl zvolen takový, aby bylo možné získat data z 3-osého akcelerometru, měřícího se vzorkovací frekvencí 100 Hz, a tzv. Summary. V Summary se nachází zařízením vypočtené údaje o pohybové aktivitě, které jsou zapotřebí pro srovnání v rámci kapitoly 2.2.4.

Zařízení Zephyr bylo následně umístěno do pouzdra, na které byly pomocí patentu připojeny vhodné elektrody, pro každé měření vždy nové. Po předchozím důkladném očištění místa aplikace, doporučeném v návodu k tomuto zařízení, bylo zařízení pomocí elektrod připevněno kolmo k linii hrudní kosti, těsně pod její spodní výběžek. Tento způsob upevnění však během byl dlouhodobého monitoringu až nepříjemný. Důvodem byla především vyšší hmotnosti zařízení s ohledem na způsob jeho upevnění pomocí elektrod. Po zapnutí zařízení tlačítkem na jeho středu bylo připraveno k měření.

Během celé sady těchto měření byla v případě Zephyru využívána jeho vnitřní paměť, která byla dostatečné velikosti pro dlouhodobý monitoring. Data ze zařízení pak byla získána až po opětovné připojení zařízení k počítači, a to skrze již zmiňovaný oficiální software. Po stažení dat byly hlavní složky s daty nazvány dnem a časem, ve kterém zařízení začalo měřit. Velikost těchto složek byla vždy dána velikostí dat naměřených během daného měřicího dne. Uvnitř složek pak byly jednotlivé soubory, jejichž název byl také dán dnem a časem začátku měření a dále zkratkou výstupu. Každý ze souborů se ve složce uložil ve formě s příponou *.csv*, *.dat* a *.hed*.

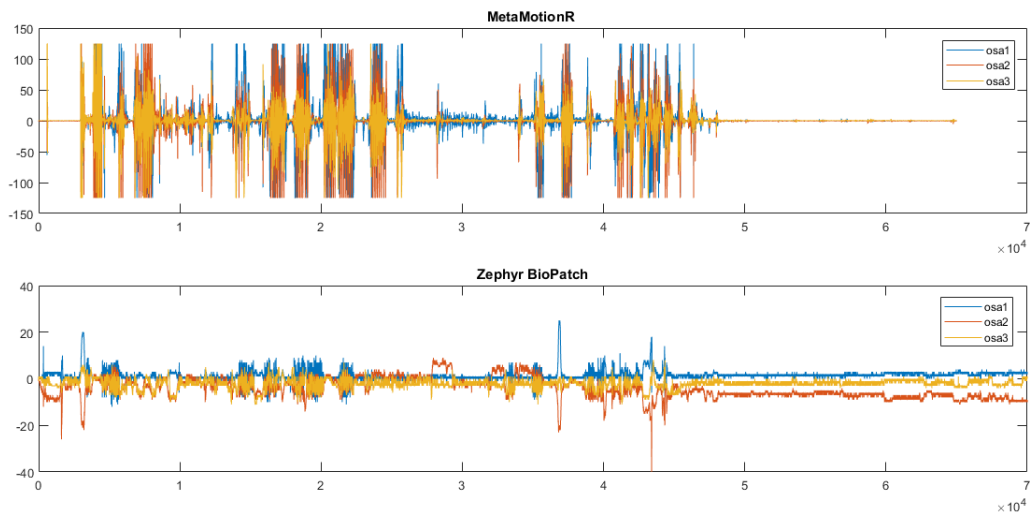
V zadaném módu byla ze zařízení Zephyr BioPatch získána data Accel, tedy data z akcelerometru, BB, pro interval mezi dvěma nádechy v ms, Breathing, tedy kontinuálně naměřené údaje o dýchání, ECG, čili data elektrokardiografu, RR, pro interval mezi dvěma údery srdce, a Summary, kde jsou kromě předešlých datových souborů přepočítaných na vzorkovací frekvenci 1 Hz zahrnuty také údaje o pohybové aktivitě apod.

Pro snazší zpracování měření bylo potřeba upravit data z MetaMotionR tak, aby byla vzorkovací frekvence ne 200 Hz, ale 100 Hz, stejně jako u druhého zařízení. Pro účely této práce bylo možné použít příkaz, kterým se matice s daty přepsala do nové tak, že byl z původní matice vybrán a přepsán pouze každý druhý řádek. Tato operace byla možná především díky tomu, že data z akcelerometru Zephyru jsou ovlivněna kvantizačním šumem, a tedy jeho rozlišovací schopnost je nižší, jak bude ukázáno níže. Díky této úpravě vzorkovací frekvence je možné daná data zobrazit na společné ose x.

Synchronizace dat byla v případě daných měřících zařízení náročná, především díky časově proměnné vzorkovací frekvenci u zařízení MetaMotionR. Ta se sice projevovala i u předchozích sad měření, avšak ne tak výrazně. Pro dlouhodobý monitoring pomocí tohoto zařízení bych proto do budoucna uvítala zvětšení vlastní paměti zařízení, určené pro ukládání dat, případně vylepšení aplikace, určené pro měření s tímto zařízením.

Z celého objemu naměřených dat byly vybrány dvě krátké části, které obsahovaly jak klid, tak pohybovou aktivitu. Pro představu, jak vypadá po zobrazení větší objem dat, je na *Obr. 20* vizualizován úsek dat, který byl měřen oběma senzory za dobu cca 10 minut. Již z tohoto obrázku je patrné, že zařízení MetaMotionR disponuje několikanásobně větší citlivostí při dané vzorkovací frekvenci než zařízení Zephyr BioPatch, což se projevuje především u menších výchylek. Tento rozdíl je dán především tím, že u zařízení MetaMotionR byl k měření použit gyroskop a u zařízení

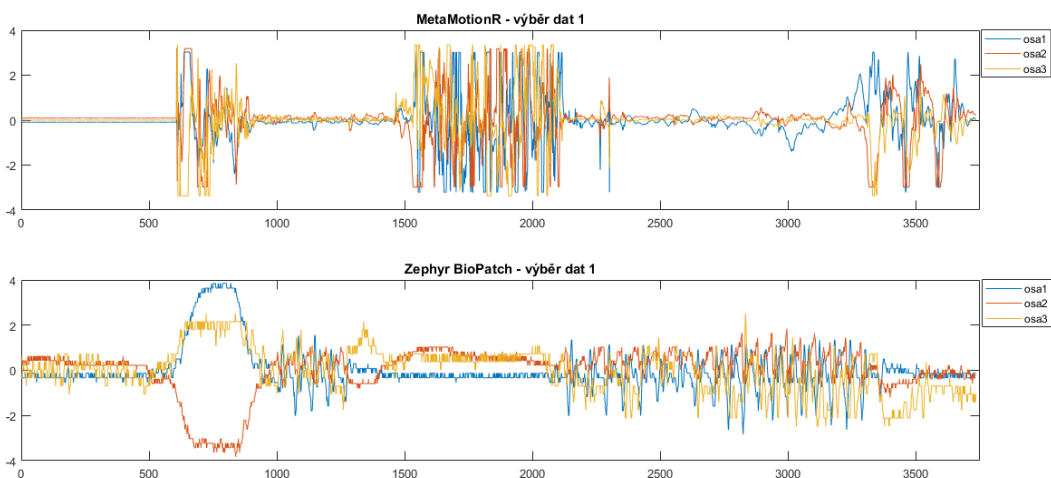
Zephyr BioPatch akcelerometr.



Obr. 20: Vizualizace dat z obou měřících zařízení pro cca 10 minut dlouhý úsek.

Nižší citlivost akcelerometru je obecně dána tím, že naměřené zrychlení je složeno jak z měřeného pohybu, tak i z gravitačního zrychlení. Aby pak akcelerometr zaznamenával dané výchylky, je třeba, aby byly tyto výchylky dostatečně rozlišitelné vzhledem k nutnému velkému měřenému rozsahu akcelerometru, který musí být větší, než ± 1 g. Díky tomu akcelerometr dává pouze částečný odhad skutečně vykonaného pohybu. Přesnost akcelerometru je pak mnohem lepší především u větších výchylek, kde je jeho velkou výhodou velký měřitelný rozsah. [21]

Oproti tomu gyroskop měří přímo úhlovou rychlost, ze které je s vysokou přesností určováno zrychlení. To má za následek vysokou citlivost gyroskopu především při malých výchylkách. Nevýhodou však je zpravidla relativně malý měřitelný rozsah zařízení. Pro použití v rámci měření se pak jeví jako nejlepší volba kombinace akcelerometru s gyroskopem.



Obr. 21: První vybraný úsek dat vizualizovaný pro oba senzory.

První úsek dat, který byl pro tuto sadu dat vybrán, je zobrazen na *Obr. 21* pro všechny tři osy gyroskopu a všechny tři osy akcelerometru. Vizualizovaná data jsou v této podobě časově synchronizována, což umožňuje jejich snadnější srovnání.

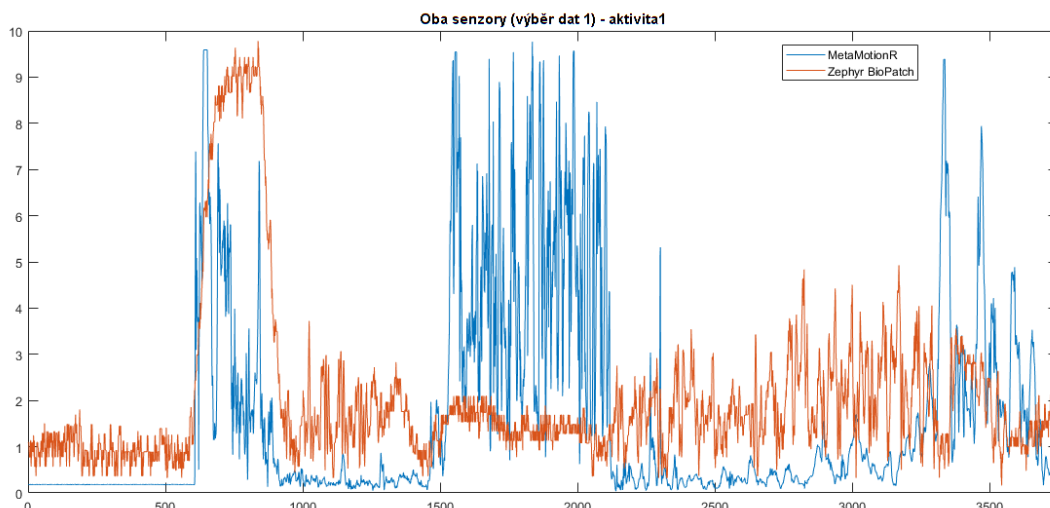
Jak je porovnáním výchylek jednotlivých os na *Obr. 21* vidět, tak se obě zařízení liší nejen citlivostí obecně, ale také různou citlivostí na různé druhy pohybů. Na začátku výběru je podle gyroskopu klid, ale u akcelerometru jsou drobné výchylky, které jsou nejspíše zapříčiněny málo intenzivním pohybem v horní části těla. Následně se v rámci první sady velkých výchylek kolem hodnoty 750 na *x*-ové ose u gyroskopu nachází mnoho velkých i menších výchylek ve všech osách, zatímco u akcelerometru jde o jednu velkou výchylku v každé z os. V tomto případě se může jednat o rotační pohyb.

Dále se opět nachází část, kde se pohybuje převážně horní polovina těla střední intenzitou, avšak dochází k mírným otřesům, patrným u gyroskopu. Kolem hodnoty zhruba 1750 dochází k pohybu, při kterém se vrchní část těla příliš nehýbe, avšak v dolní části těla dochází k velmi intenzivnímu pohybu, pravděpodobně rychlé chůzi. Mezi hodnotami 2200 a 3300 se nachází oblast, ve které docházelo ke středně intenzivnímu pohybu horní části těla při současných mírných otřesech, způsobujících drobné výchylky u gyroskopu. Na konci výběru dat jsou vidět výchylky u obou zařízení, kde dochází ke komplexnímu pohybu celého těla o nízké intenzitě.



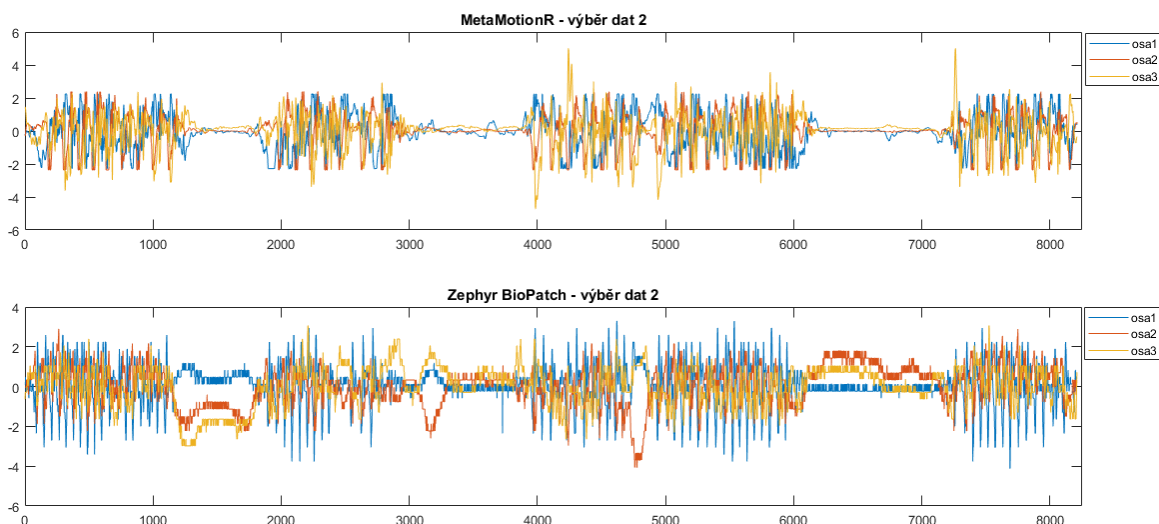
Obr. 22: Přiblížení části dat z výběru 1, zobrazené na *Obr. 21*.

Po přiblížení části dat z výběru dat na *Obr. 21*, který je zobrazen na *Obr. 22*, jsou vidět další rozdíly mezi gyroskopem a akcelerometrem. V případě gyroskopu jsou křivky ve všech osách hladké, avšak v částech, kde je překročen měřitelný rozsah, jsou jejich maxima useknuta a nahrazena vodorovnou přímkou. V případě akcelerometru sice nejsou křivky tak hladké jako u gyroskopu, ale nedochází u něj k překračování měřitelného rozsahu, a to ani v případě velmi intenzivního pohybu.



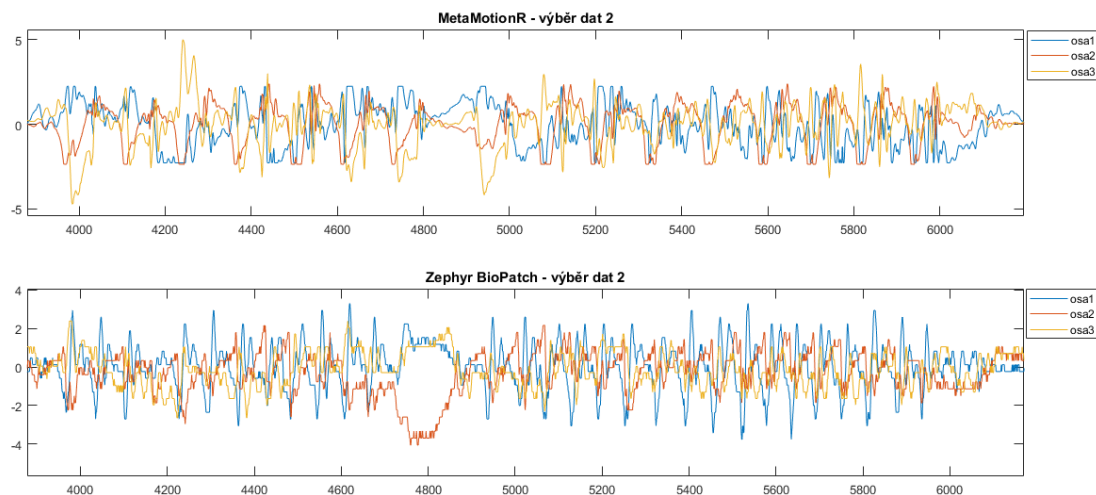
Obr. 23: Absolutní intenzita pohybové aktivity vypočtená z dat zobrazených na Obr. 21.

Vypočtením absolutní intenzity pohybové aktivity z dat prvního výběru pro oba senzory dostaneme křivky zobrazené na Obr. 23. Jak je z obrázku vidět, tak se ve většině výběru velikost tímto způsobem vypočtené pohybové aktivity pro obě zařízení výrazně liší, stejně jako samotná data. Zhruba podobné aktivity je pro obě zařízení dosaženo kolem hodnoty 750, shodně s daty na Obr. 21. Tato odlišnost je opět dána různou citlivostí použitých zařízení na různé druhy pohybu.



Obr. 24: Druhý vybraný úsek dat vizualizovaný pro oba senzory.

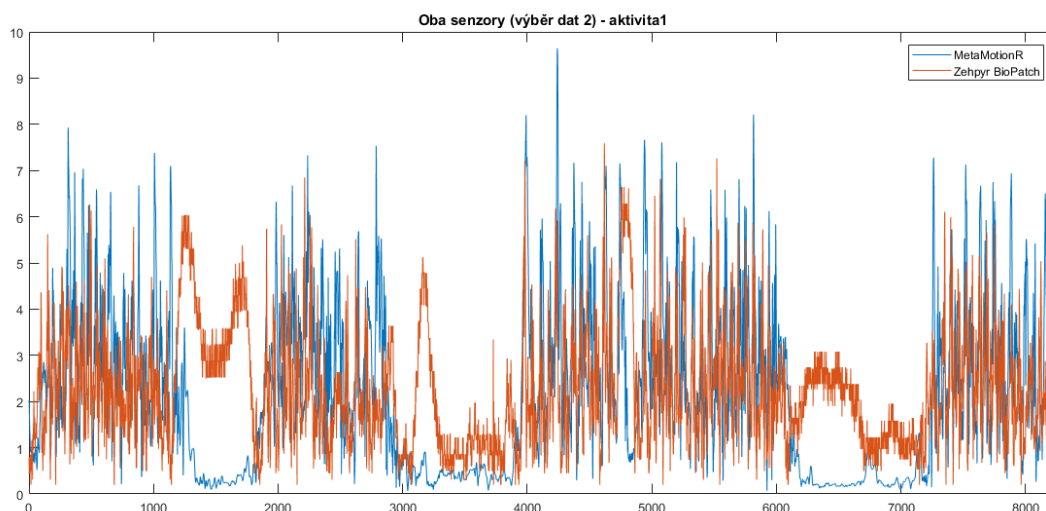
Druhý výběr z naměřených dat je zobrazen na Obr. 24, a to opět pro všechny tři osy gyroskopu i akcelerometru. Tento úsek byl vybrán především kvůli tomu, že jsou si data z obou dvou senzorů velmi podobná, jelikož během něj byly vykonávány především komplexní pohyby celým tělem. Díky velké podobnosti těchto dat je možné se věnovat i drobným rozdílům ve tvaru jednotlivých křivek.



Obr. 25: Přiblížení části dat z výběru 2, zobrazené na Obr. 24.

Pro detailnější popis křivek byla dále vybrána oblast, která odpovídá třetímu velkému bloku s výchyly na Obr. 24, tedy oblast mezi hodnotami 4000 a 6000. Toto přiblížení je zobrazeno na Obr. 25. Na detailu je vidět, že jednotlivé osy jsou u obou zařízení shodně orientovány, jelikož v případě výchyly v kladném směru u jednoho senzoru se daná osa i u druhého senzoru vychyluje stejným směrem. To je víceméně dodržováno i během celého výběru dat na Obr. 24. U předchozího výběru dat taková shoda nalezena nebyla, proto je třeba předpokládat, že je v tomto případě shoda zapříčiněna především druhem snímaného pohybu.

Rozdíl v zobrazených křivkách je pak v případě ostroty vrcholů jednotlivých lokálních maxim a minim. U gyroskopu jsou tyto vrcholy zaoblené, u akcelerometru ostré. Zaoblenost vrcholů v případě gyroskopu může být způsobena úpravou vzorkovací frekvence této série dat, kdy byl vybírán každý druhý řádek z původních dat, jak je zmiňováno výše.



Obr. 26: Absolutní intenzita pohybové aktivity vypočtená z dat zobrazených na Obr. 24.

I v případě absolutní intenzity pohybové aktivity u obou zařízení, zobrazené na *Obr. 26*, se hodnoty v případě bloků výchylek nerozcházejí. Výchylky jsou v těchto blocích zhruba stejně vysoké a dost často se i vzájemně překrývají, což je vidět především po velkém přiblížení daných křivek. Pouze v případě akcelerometru je zaznamenána pohybová aktivita i v oblastech, ve kterých gyroskop zaznamenal klid.

Cílem této sady měření bylo v rámci kontinuálního monitoringu určit, do jaké míry se liší data získaná pomocí použitých zařízení. Vzhledem k tomu, že každé ze zařízení bylo připevněno během monitoringu na jiném místě, bylo zjištěno, že tato zařízení zaznamenávají zhruba shodná data pouze v případě komplexnějších pohybů, při kterých se pohybuje celé tělo, nejen některá jeho část. V případě ostatních druhů pohybu jsou záznamy obou zařízení velmi odlišné.

Díky těmto zásadním rozdílům, které se během měření projevily, tedy záleží na způsobu, jakým mají být tato měřící zařízení využita. Gyroskop je citlivější i na malé změny, ale i během rychlejší chůze je jeho měřitelný rozsah snadno překročen. Akcelerometr oproti tomu není citlivý v oblasti malých výchylek, ale zase velmi dobře zaznamenává velmi dynamické změny v pohybu. Obecně lze ale doporučit, pro získání opravdu komplexních dat o pohybu dané osoby, použití akcelerometrického i gyroskopického snímače. Nejlepší volbou by pak nejspíš bylo zařízení, které obsahuje jak akcelerometr, tak gyroskop současně. Toho lze dosáhnout například i v případě zařízení MetaMotionR, u kterého je možné nastavit současné snímání gyroskopických i akcelerometrických dat.

2.2. Určování intenzity pohybové aktivity

Intenzita pohybové aktivity je statistická veličina, která udává míru pohybové aktivity. Je možné ji vypočítat z naměřených gyroskopických a akcelerometrických dat hned několika způsoby. Ne každý ze způsobů však vyhovuje oběma sensorům, a proto je v následujících podkapitolách dále rozeberu.

2.2.1. Absolutní intenzita pohybové aktivity

První možností je určování tzv. absolutní intenzity pohybové aktivity. Ta je mírou pohybové aktivity, která nezohledňuje další individuální faktory, jako jsou tělesná zdatnost, věk či pohlaví člověka. To znamená, že je nepodmíněná a nemá tedy pevně danou horní hranici. Zohlednění individuálních faktorů je důležité například při určování tzv. relativní intenzity pohybové aktivity.

Absolutní intenzita pohybové aktivity se vypočítává ze získaných dat tím způsobem, že se nejdříve z každého prvku všech os vypočítá absolutní hodnota. Následně se pro každý okamžik určí součet absolutních hodnot mezi osami, tedy sečtou se absolutní hodnoty po řádcích. V případě MATLABu tomu odpovídá složený příkaz, kde vstupní proměnnou jsou *data*, obsahující naměřená data z daných sensorů v jednotlivých sloupcích, kde každý odpovídá jedné naměřené ose, a výstupní proměnnou je absolutní intenzita pohybové aktivity pro tyto data *A1data*:

```
A1data=sum(abs(data),2);
```

Tento způsob určování intenzity pohybové aktivity je nejspíš nejjednodušší a dá se použít především pro data, získaná z gyroskopu. V případě akcelerometru však tato metoda nekompensuje působení gravitačního zrychlení na daný sensor. Proto jsou v případě akcelerometru takto vypočítané údaje o pohybové aktivitě pouze orientační a je možné je realizovat spíše u komplexních pohybů či při velkých změnách zrychlení. I v těchto případech je však výsledek zatížen chybou.

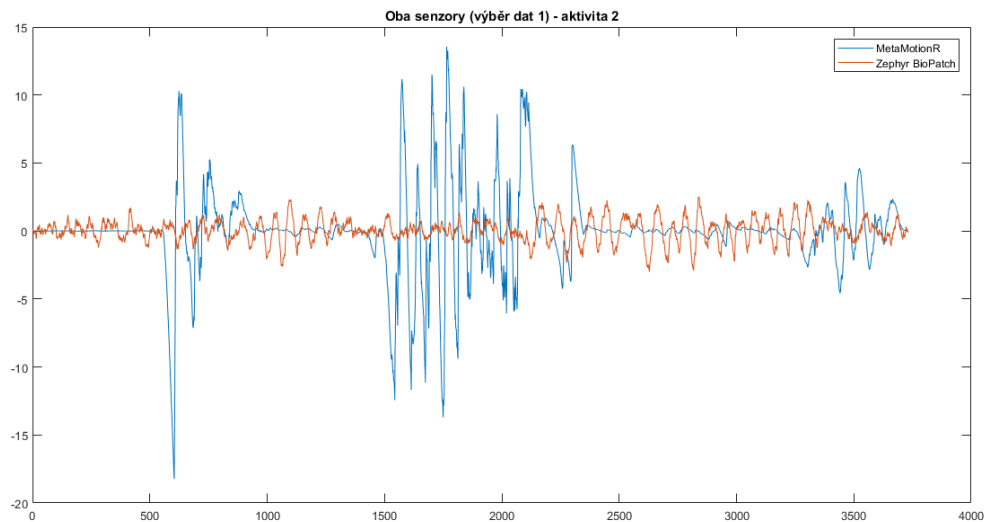
Zmíněný příkaz pro výpočet absolutní intenzity pohybové aktivity v MATLABu byl využit v rámci všech sad dat kapitoly 2.1. Grafy, pro které byl použit tento výpočet jsou zobrazeny na obrázcích: *Obr. 11*, *Obr. 13*, *Obr. 14* (dole), *Obr. 16*, *Obr. 19*, *Obr. 23* a *Obr. 26*.

2.2.2. Intenzita pohybové aktivity počítaná přes délku oblouku

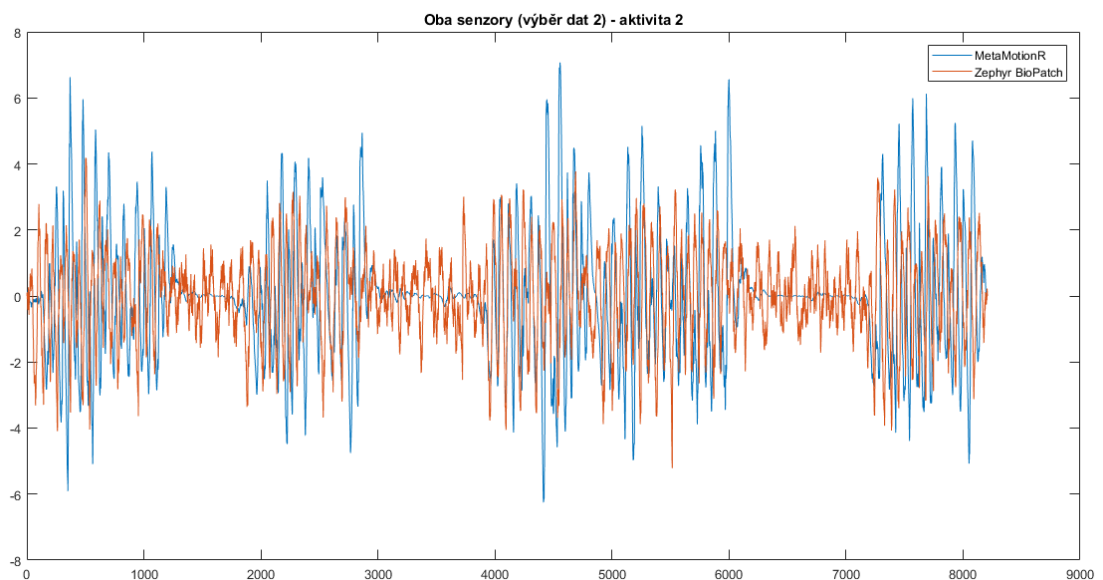
Druhým možným způsobem, jak získat statická data o pohybové aktivitě je intenzita pohybové aktivity počítaná přes délku oblouku. Jde opět o metodu, která dává mnohem lepší výsledky v případě dat získaných z gyroskopu než z akcelerometru, jelikož tato metoda pracuje s obloukovou mírou. U akcelerometru se totiž počítá ne s obloukovou mírou, ale s vektorem zrychlení, a proto tímto způsobem vypočítaná intenzita v jeho případě není o datech příliš vypovídající. Pro ukázkou je však daná metoda použita u dat z obou sensorů a je zobrazena pro dva výběry z dat na *Obr. 27* a *Obr. 28*. Rozdíly

v intenzitách pohybové aktivity jsou viditelné na první pohled. V případě *Obr. 27* se vypočtené intenzity velmi liší v rámci celého grafu, u *Obr. 28* pak především v oblastech, kdy gyroskop nezaznamenal žádnou aktivitu.

V rámci této metody se využívá tzv. invariant vůči otočení, či invariant rotace. Zjednodušeně jde o transformaci, nezávislou na úhlu otočení, která převádí délku oblouku do kartézských souřadnic.



Obr. 27: Výpočet aktivity pro oba senzory podle druhého způsobu z výběru dat 1.



Obr. 28: Výpočet aktivity pro oba senzory podle druhého způsobu z výběru dat 2.

Přesnou podobu scriptu použitého pro výpočet intenzity pohybové aktivity není možné z důvodu ochrany duševního vlastnictví publikovat. Náznak metody výpočtu je uveden níže.

Do proměnné n je nejdříve uložen počet vzorků vstupních dat (*data*). Do další proměnné *DataDer* je uložen rozdíl mezi sousedními prvky podle prvního rozměru, tedy sloupců, který musí být větší než 1. Dále je do proměnné *arc* uložen sloupcový vektor naplněný nulami o shodném počtu řádků, jako má matice *DataDer*. Poté je definován první prvek této proměnné pomocí normy, která mu přiřazuje kladné reálné číslo.

Po inicializaci potřebných proměnných následuje *for cyklus*, který probíhá od druhého prvku s krokem 1 dokud nedosáhne počtu vzorků prvního sloupce proměnné *DataDer*. Uvnitř cyklu jsou definovány zbylé prvky vektoru *arc*, který se dále využívá k výpočtu aktivity.

2.2.3. Intenzita pohybové aktivity určená pomocí variace

Třetí možností, jak charakterizovat pohybovou aktivitu, je určit její intenzitu pomocí variance čili rozptylu. Rozptyl je hojně používanou statistickou veličinou, která se též používá i v teorii pravděpodobnosti. Rozptyl náhodné veličiny X je možné značit několika způsoby: $\sigma^2(X)$, $s^2(X)$, $D(X)$ či $var(X)$.

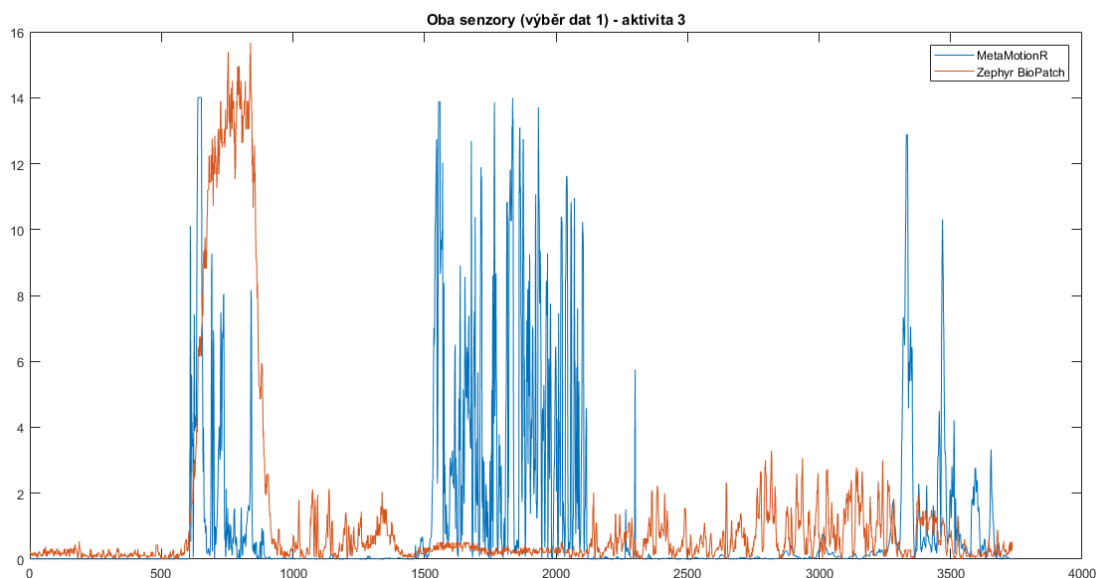
Výpočet rozptylu náhodné veličiny X probíhá tím způsobem, že jsou nejdříve sečteny druhé mocniny odchylek jednotlivých hodnot x_i náhodné veličiny od střední hodnoty \bar{x} náhodné veličiny a následně je tento součet vydělen počtem hodnot n náhodné veličiny. V případě reálného měření jsou pojmem náhodná veličina myšlena přímo naměřená data. Matematicky lze výpočet rozptylu zapsat následovně:

$$\sigma^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2.$$

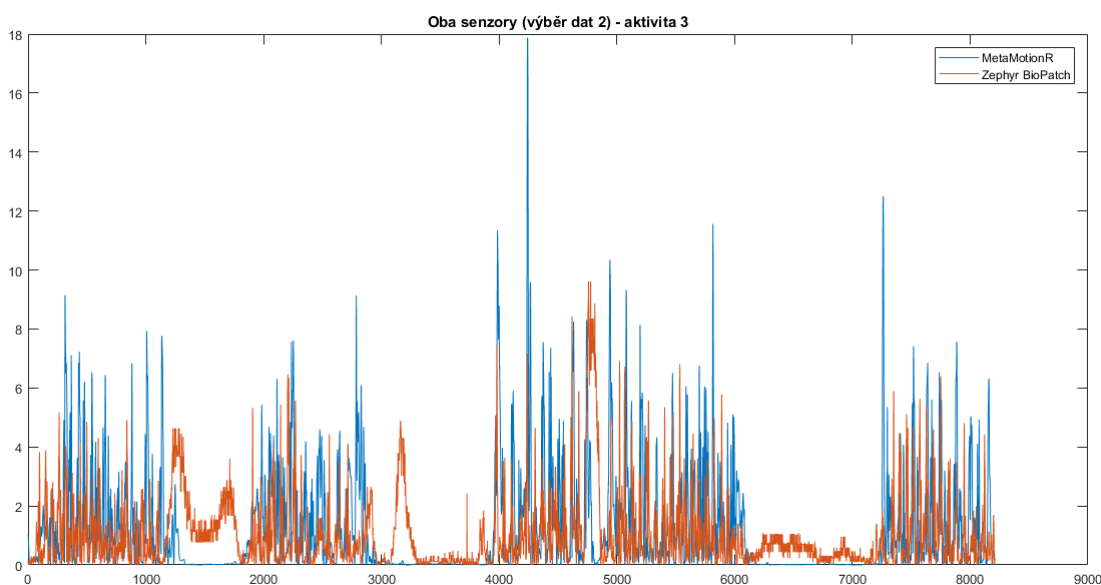
V rámci prostředí MATLAB pak byla použita následující podoba skriptu:

```
for i=1:size(Data,1)
    rozptyl(i)=var(Data(i,:));
end
```

Výpočet v MATLABu probíhá v rámci jednoduchého *for cyklu*. Tento cyklus jde od prvního prvku s krokem 1 dokud nedosáhne počtu vzorků prvního sloupce proměnné *Data*. Uvnitř cyklu se pak nachází výpočet rozptylu v každém řádku proměnné *Data* přes sloupce, přičemž se výsledek ukládá do vektorové proměnné *rozptyl*.



Obr. 29: Výpočet aktivity pro oba senzory podle třetího způsobu z výběru dat 1.



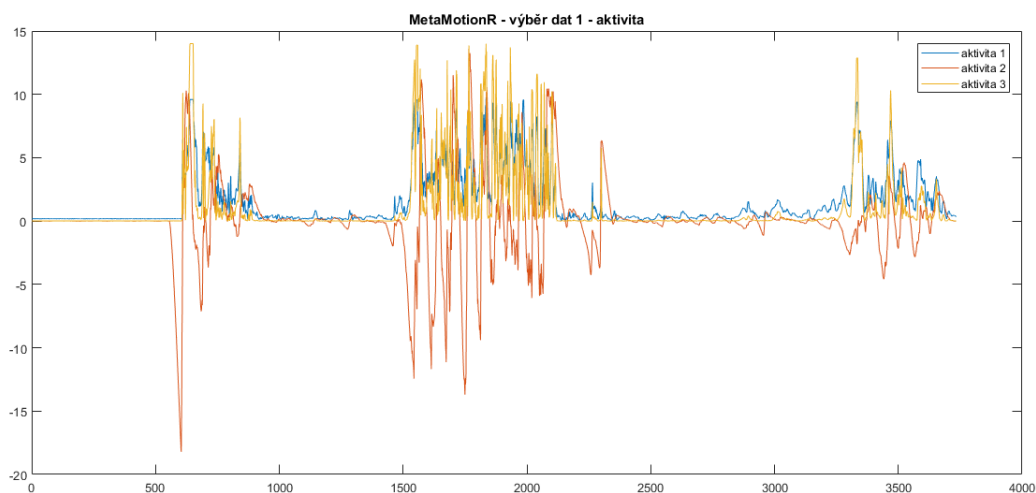
Obr. 30: Výpočet aktivity pro oba senzory podle třetího způsobu z výběru dat 2.

Daný výpočet byl realizován na dvou výběrech dat u obou měřících zařízení a je zobrazen na *Obr. 29* a *Obr. 30*. Z obrázků je zřejmé, že se vypočtená intenzita liší pouze v místech, ve kterých se liší i samotná data, naměřená pomocí použitých zařízení. V ostatních případech si dané křivky víceméně odpovídají.

2.2.4. Porovnání použitých výpočtů intenzity pohybové aktivity

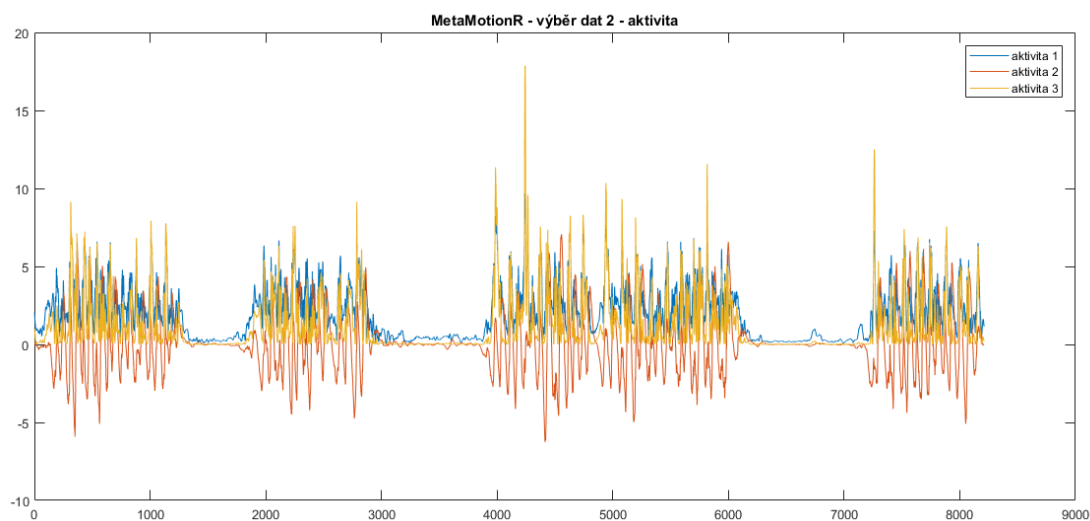
Všechny tři metody výpočtu intenzity pohybové aktivity jsou pro zařízení MetaMotionR zobrazeny pro dva výběry z dat v grafech na *Obr. 31* a na *Obr. 32*. Jak je z těchto obrázků vidět, největší podoba je mezi prvním a třetím způsobem výpočtu intenzity pohybové

aktivity. Křivky pro tyto dva způsoby jejího výpočtu se překrývají nejvýrazněji především v místech velké pohybové aktivity.

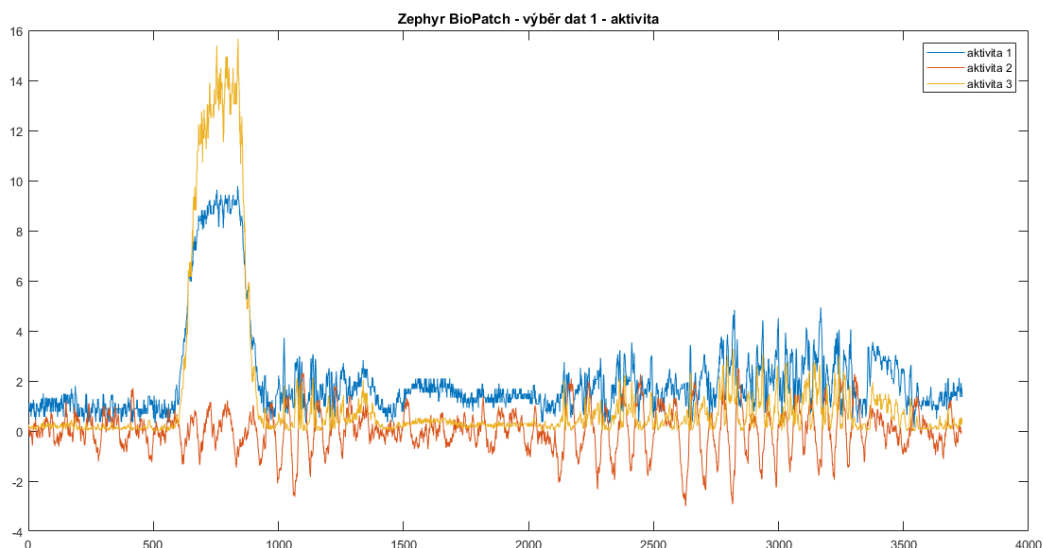


Obr. 31: Porovnání všech tří možných způsobů výpočtu pohybové aktivity u zařízení *MetaMotionR* na datech z prvního výběru.

Křivka pro druhý způsob výpočtu se od zbylých dvou liší hlavně tím, že jsou u ní přítomny výchylky v kladném i záporném směru osy y . Porovnáním odpovídajících maxim křivky pro druhý výpočet s ostatními křivkami byl zjištěn posun této křivky na ose x směrem k nule o několik desítek vzorků. Tento rozdíl má pravděpodobně původ přímo ve výpočtu intenzity skrze diference.



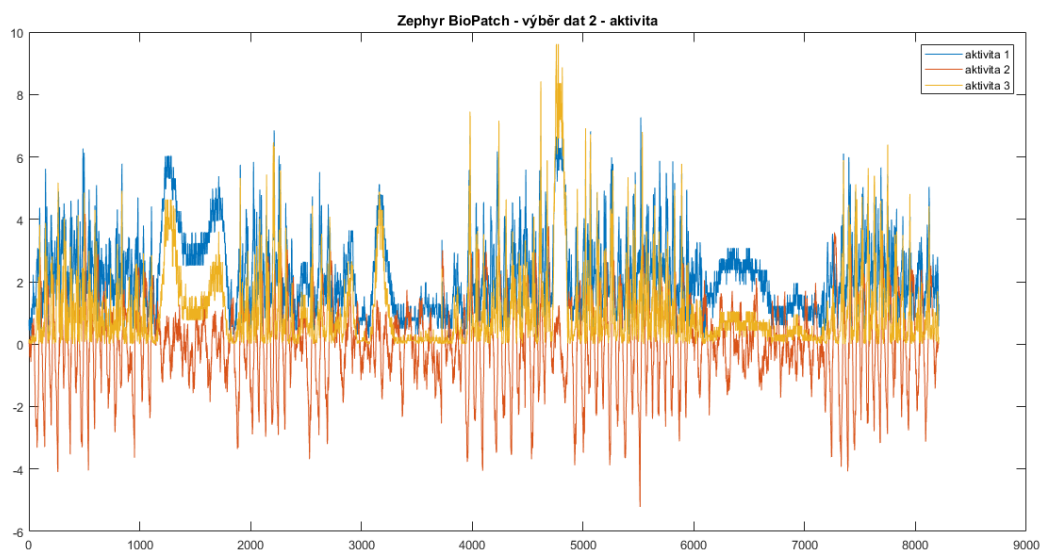
Obr. 32: Porovnání všech tří možných způsobů výpočtu pohybové aktivity u zařízení *MetaMotionR* na datech z druhého výběru.



Obr. 33: Porovnání všech tří možných způsobů výpočtu pohybové aktivity u zařízení Zephyr BioPatch na datech z prvního výběru.

V případě, že by křivka intenzity, počítané přes rozptyl, byla v absolutní hodnotě, byly by si všechny tři zobrazené křivky pro zařízení MetaMotionR v obou případech opravdu velmi podobné.

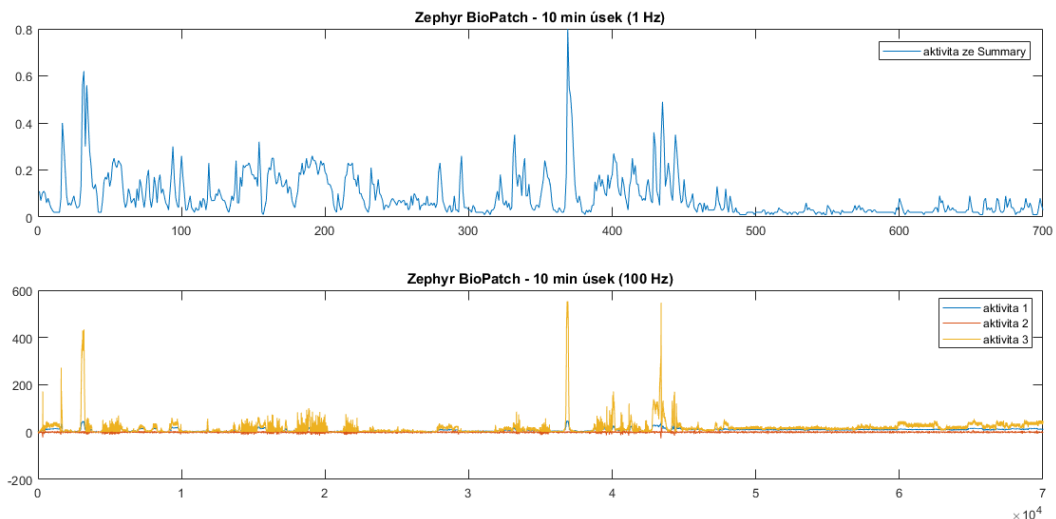
Porovnání použitých výpočtů intenzity pohybové aktivity pro dvě sady dat u zařízení Zephyr BioPatch je zobrazeno na *Obr. 33* a *Obr. 34*. Z těchto obrázků je zřejmé, že informace, vypovídající o skutečné intenzitě pohybové aktivity, v případě akcelerometru dává pouze první a třetí metoda jejího výpočtu. Výpočet intenzity podle druhé metody neodpovídá právě kvůli tomu, že se v ní počítá s obloukovou mírou, jak je naznačeno v podkapitole 2.2.2.



Obr. 34: Porovnání všech tří možných způsobů výpočtu pohybové aktivity u zařízení Zephyr BioPatch na datech z druhého výběru.

V případě zařízení Zephyr BioPatch zbývá porovnat, jak se liší výsledky použitých metod výpočtů intenzity pohybové aktivity s údaji o relativní pohybové aktivitě, které jsou získány ze složky Summary. Souhrnné informace z měření, uložené v této složce, jsou počítány z naměřených dat během stahování dat z měřicího zařízení, po jeho připojení k počítači. Vzorkovací frekvence všech dat v rámci této složky je 1 Hz. To znamená, že z každých 100 naměřených vzorků z ostatních složek je vždy vypočtena jedna hodnota, která se uloží právě do daného sloupce složky Summary. Způsob, jakým je tato hodnota počítána je obchodním tajemstvím společnosti Medtronic.

Na *Obr. 35* je zobrazen úsek dat, který byl měřen cca 10 minut. V horní části tohoto obrázku je graf, odpovídající relativní intenzitě pohybové aktivity, získané ze složky Summary. V dolní části se pak nachází graf pro shodný časový úsek, kde jednotlivé křivky odpovídají zmiňovaným vlastním způsobům výpočtu intenzity pohybové aktivity. Po porovnání daných křivek je možné říci, že nejbližší křivce v horní části obrázku odpovídá křivka pro třetí způsob výpočtu intenzity. Proto je možné předpokládat, že u akcelerometru právě tento způsob výpočtu nejlépe vypovídá o intenzitě pohybové aktivity.



Obr. 35: Na 10 min úseku u zařízení Zephyr BioPatch - nahoře aktivita převzatá ze Summary (na y-ové ose je zobrazena aktivita v rozsahu 0 – 1), dole vlastní výpočty aktivity třemi způsoby.

2.2.5. Návrh vlastního výpočtu intenzity pohybové aktivity

Vzhledem k tomu, že rozsahy hodnot na ose y jsou pro obě použítá zařízení různá, navrhla jsem způsob výpočtu relativní intenzity pohybové aktivity. Jako součást skriptu byl použit výpočet absolutní intenzity pohybové aktivity. Podoba skriptu je následující:

```
D=Data;
S=sum(abs(D),2);
M=max(S)/20;
A=zeros(size(S));
for i=1:size(S)
```

```

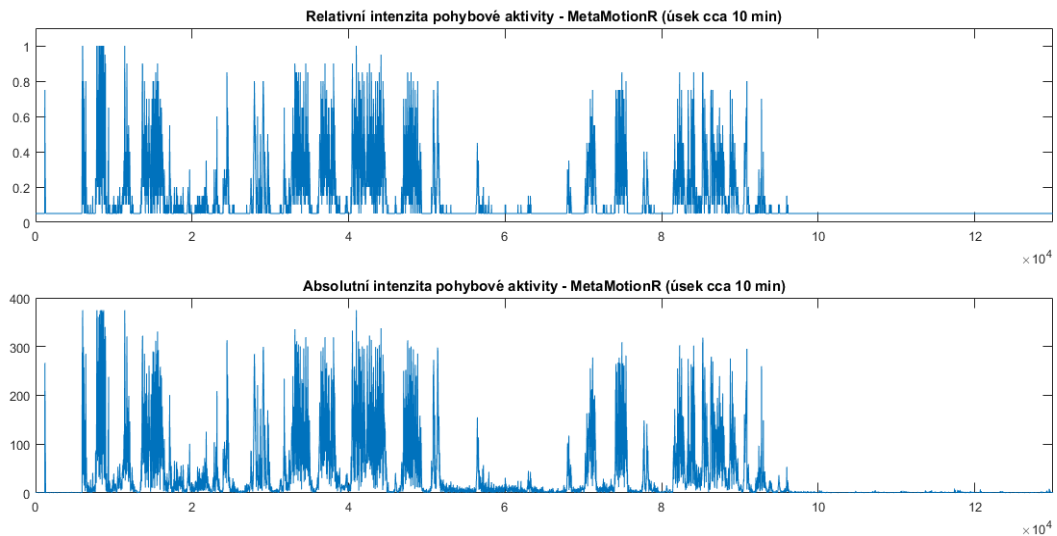
switch true
  case S(i,1)<M
    A(i)=0.05;
  case S(i,1)<2*M
    A(i)=0.1;
  case S(i,1)<3*M
    A(i)=0.15;
  case S(i,1)<4*M
    A(i)=0.2;
  case S(i,1)<5*M
    A(i)=0.25;
  case S(i,1)<6*M
    A(i)=0.3;
  case S(i,1)<7*M
    A(i)=0.35;
  case S(i,1)<8*M
    A(i)=0.4;
  case S(i,1)<9*M
    A(i)=0.45;
  case S(i,1)<10*M
    A(i)=0.5;
  case S(i,1)<11*M
    A(i)=0.55;
  case S(i,1)<12*M
    A(i)=0.6;
  case S(i,1)<13*M
    A(i)=0.65;
  case S(i,1)<14*M
    A(i)=0.7;
  case S(i,1)<15*M
    A(i)=0.75;
  case S(i,1)<16*M
    A(i)=0.8;
  case S(i,1)<17*M
    A(i)=0.85;
  case S(i,1)<18*M
    A(i)=0.9;
  case S(i,1)<19*M
    A(i)=0.95;
  otherwise
    A(i)=1;
end
end

```

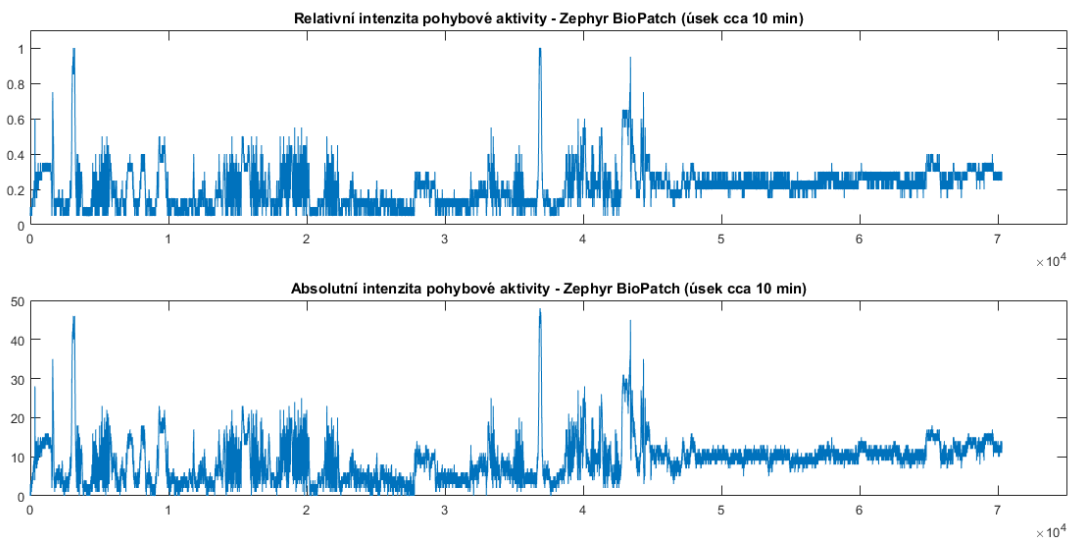
Na vstupu jsou *data*, uložená do proměnné *D*, z nichž je vypočítána absolutní intenzita pohybové aktivity, uložená do proměnné *S*. Dále je definována proměnná *M*, rovná maximu proměnné *S*, a proměnná *A*, do které budou vpisovány hodnoty relativní intenzity pohybové aktivity. Poté začíná *for cyklus*, probíhající od 1. řádku s krokem 1 do konce délky proměnné *S*. Uvnitř tohoto cyklu se nachází tzv. *switch, case, otherwise cyklus*, ve kterém je proměnné *A* přiřazována určitá hodnota na základě dané konkrétní podmínky.

Funkčnost tohoto způsobu výpočtu intenzity pohybové aktivity byla ověřena na datech z obou měřících zařízení o délce cca 10 min. Grafické znázornění výsledku je na *Obr. 36* a *Obr. 37*. Z obou obrázků je vidět, že použitý výpočet funguje velmi dobře a oba grafy v rámci daného obrázku jsou si velmi podobny. V případě u zařízení MetaMotionR však

křivka relativní intenzity pohybové aktivity není tak hladká, jako v případě intenzity absolutní. To je ale způsobeno počtem *case* uvnitř *cyklu switch, case, otherwise*. Pro větší hladkost křivky by bylo potřeba zvýšit počet *case* z původních 20 na např. 100.



Obr. 36: Srovnání výpočtu relativní a absolutní intenzity pohybové aktivity u zařízení MetaMotionR na úseku cca 10 min – nahoře na y-ové ose je zobrazena aktivita v rozsahu 0 – 1.



Obr. 37: Srovnání výpočtu relativní a absolutní intenzity pohybové aktivity u zařízení Zephyr BioPatch na úseku cca 10 min – nahoře na y-ové ose je zobrazena aktivita v rozsahu 0 – 1.

Závěr

Během teoretické části této práce bylo možné se seznámit nejen s pohybovou aktivitou a bezdrátovými zařízeními, kterými ji lze měřit, ale také s prostředím MATLAB a analýzou pohybu. Kromě několika starších zdrojů, vydaných těsně po roce 2000, byly potřebné informace čerpány především z novějších zdrojů. Všechny tyto části provázely i celou praktickou část, kde tyto poznatky byly aplikovány v praxi. Především díky MATLABu pak byly získány kvalitní grafy a byl usnadněn i výpočet intenzity pohybové aktivity z naměřených dat.

Co se týká výsledků, které z praktické části vyplývají, tak ty je třeba zhodnotit v rámci měřících sad. První dvě sady měření, k nimž bylo použito jedno zařízení MetaMotionR s gyroskopem, ukázaly, že měření s tímto zařízením je velmi přesné, avšak je u něj snadno překročen měřitelný rozsah. Následně bylo zjištěno, že upevnění zařízení velmi výrazně ovlivňuje získaná data. Nejde však pouze o místo upevnění, ale i o to, jak moc je kontaktní. Dále potvrdily domněnku, že v případě měření na osobách zhruba shodné tělesné kompozice, věku a fyzické kondice budou za stejných podmínek naměřena velmi podobná data. V případě výrazných odlišností daných osob se pak daná data budou lišit velmi výrazně. Díky těmto rozdílům v datech by případně u daných osob bylo možné eliminovat některé individuální pohyby, které mají negativní vliv na pohybový aparát.

Přesnosti měření se zařízením MetaMotionR bylo využito ve třetí sadě měření. U tohoto zařízení bylo možné rozeznat jednotlivé kroky při chůzi, proto bylo zkoumáno, zda je pomocí něj možné rozpoznat onemocnění pohybového aparátu ve spodní části těla. K tomu účelu byla použita dvě zařízení. Výsledkem však bylo, že by rozpoznání některého z onemocnění bylo při daných podmínkách a nastavení senzorů komplikované. Vyřešit tento problém by však bylo možné jiným nastavení zařízení či jejich upevněním na vhodnějším místě.

Ve čtvrté sadě měření bylo použito zařízení MetaMotionR zároveň se zařízením Zephyr BioPatch. Cílem bylo porovnání jejich společných a odlišných vlastností, které se projeví během dlouhodobého monitoringu. Hlavním pozorovaným rozdílem byla odlišná citlivost daných zařízení na různé druhy pohybu. Plusy zařízení MetaMotionR byly jeho vysoká citlivost v případě pomalejších pohybů a hladké křivky u grafického výstupu. Jeho hlavním mínusem pak bylo především snadné překročení měřícího rozsahu a následně malá vnitřní paměť zařízení, díky které bylo zapotřebí mobilního telefonu. Pozitivem zařízení Zephyr BioPatch byla jeho vysoká citlivost v případě intenzivních pohybů a velmi dynamických změn v pohybu. Negativy pak jeho nižší citlivost na málo intenzivní pohyby, komplikované získávání dat z paměti zařízení a vyšší hmotnost s ohledem na jeho upevnění pomocí elektrod přímo na těle.

Druhá část praktické části byla věnována výpočtu intenzity pohybové aktivity. K tomuto účelu byla použita data z obou měřících zařízení. Cílem bylo především

porovnání daných metod výpočtu a jejich vysvětlení. V případě zařízení Zephyr BioPatch bylo součástí také jejich porovnání s výpočtem intenzity pohybové aktivity přímo tímto zařízením. Nakonec měl být navržen vlastní způsob výpočtu intenzity pohybové aktivity.

V případě dat z gyroskopu u zařízení MetaMotionR bylo možné velmi dobře použít všechny tři možné způsoby výpočtu. Pouze v případě druhého způsobu by si všechny tři křivky odpovídaly již na první pohled, pokud by výsledkem druhého způsobu výpočtu byla jeho absolutní hodnota. Avšak i tak tento způsob podal dost přesně informace o pohybové aktivitě. U akcelerometru zařízení Zephyr BioPatch se ukázal jako nejlepší třetí způsob výpočtu. Tento způsob zároveň odpovídal i intenzitě pohybové aktivity, vypočítané samotným zařízením. Pro akcelerometr dopadl celkově nejhůř druhý způsob výpočtu. Důvodem byl však především fakt, že je tento způsob výpočtu určen výhradně pro zařízení, která pracují s obloukovou mírou, jako je právě gyroskop.

Vlastní způsob výpočtu relativní intenzity pohybové aktivity byl realizován za použití výpočtu absolutní intenzity pohybové aktivity, spolu s aplikací *switch, case, otherwise cyklu*. Výsledné grafy si velmi dobře odpovídají, a to v případě obou zařízení.

Na závěr této práce bych chtěla zhodnotit všechny předeslané úkoly za splnění.

Seznam použité literatury

- [1] HENDL, Jan, Lubomír DOBRÝ a kolektiv. *Zdravotní benefity pohybových aktivit: monitorování, intervence, evaluace*. Praha: Karolinum, 2011, 300 s. ISBN: 978-80-246-2000-8.
- [2] CAVILL, Nick, Sonja KAHLMEIER a Francesca RACIOPPI. *Physical activity and health in Europe: evidence for action*. Dánsko: WHO Regional Office for Europe, 2006. ISBN: 92-890-1387-7. Dostupné z: http://www.euro.who.int/data/assets/pdf_file/0011/87545/E89490.pdf
- [3] JIRÁSEK, Ivo. *Filosofická kinantropologie: setkání filosofie, těla a pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005, 355 s. ISBN: 80-244-1176-8.
- [4] *Europaen Journal of Educational Research*. [online]. Svazek 2, vydání 3. EUJER, 2013, 191-202, [cit. 2018-03-02]. ISSN: 2165-8714. Dostupné z: <https://files.eric.ed.gov/fulltext/EJ1086323.pdf>. HARMANDAL DEMIREL, Doygu a Ibrahim YILDIRAN. The Philosophy of Physical Education and Sport from Ancient Times to the Enlightenment.
- [5] IPAQ group. *International Physical Activity Questionnaire*. [online], [cit. 2018-06-12]. Dostupné z: https://sites.google.com/site/theipaq/questionnaire_links
- [6] Global Physical Activity Surveillance. In: WHO. *World Health Organization*: [online]. WHO, 2018, [cit. 2018-06-12]. Dostupné z: <http://www.who.int/ncds/surveillance/steps/GPAQ/en/>
- [7] Åkerberg, A., Söderlund, A., Lindén, M. *Technologies for physical activity self-monitoring: a study of differences between users and non-users*. [online] Publikováno online: *Journal of Sports Medicine*, 27.02.2017, 8, s. 17–26, [cit. 2018-06-25]. *Open Access* Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5338960/>
- [8] DOBRÁ reklamní agentura. *Krokoměry: průvodce výběrem krokoměrů*. [online]. [cit. 2018-06-25] Dostupné z: <http://www.krokomer.com/jak-funguje-krokomer/>
- [9] SparkFun Electronics. SparkFun: start something. [online]. Niwot (Colorado). [cit. 2018-06-30]. Dostupné z: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/accelerometer-basics>
- [10] WALTER, L. Patrick. The History of the Accelerometer. *Sound and Vibration*. [online]. Texas: Texas Christian University, leden 2017, s. 84-92, [cit. 2018-06-30]. Dostupné z: <http://qringtontech.com/wp-content/uploads/2014/01/HistoryOfTheAccelerometer.pdf>

- [11] HORÁK, Richard. *Fyzikální základy laserových dálkoměrů a gyroskopů*. Olomouc: Chlup.net, 2012, 143 s. ISBN: 978-80-903958-6-2.
- [12] Gyroscope. In: *Encyclopaedia Britannica* [online]. Publikováno 20.07.1998, poslední revize 13.10.2017, [cit. 2018-06-30]. Dostupné z: <https://www.britannica.com/technology/gyroscope>
- [13] Mbientlab Inc. *MetaMotionR r0.3 product specification v0.5*. [online]. [cit. 2018-05-25]. Dostupné z: <https://mbientlab.com/documents/MetaMotionR-PS3.pdf>
- [14] Belt Clip Sensor Research Kit. In: Mbientlab Inc. *Mbientlab*. [online]. San Francisco (CA), 2018, [cit. 2018-05-25]. Dostupné z: <https://mbientlab.com/product/clip-sensor-research-kit/>
- [15] Medtronic. *Zephyr™ Performance Systems: BioPatch HP User Guide*. [online]. 29.11.2016, [cit. 2018-07-12] Dostupné z: <https://www.zephyranywhere.com/media/download/biopatch-device-user-manual.pdf>
- [16] JANURA, Miroslav. *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2012, 200 s. ISBN: 978-80-244-3261-8.
- [17] JANURA, Miroslav a František ZAHÁLKA. *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004, 209 s. Monografie ISBN: 80-244-0930-5.
- [18] KOVÁŘÍK, Martin. *Počítačové zpracování dat v programu MATLAB: 1. díl*. Bučovice: Martin Stríž, 2008, s. 5-243. ISBN: 978-80-87106-09-9.
- [19] OLEHLA, Miroslav a František DUŠEK. *Metody zpracování dat: MATLAB*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, duben 2013, s. 5-82. ISBN: 978-80-7372-952-3.
- [20] LOMSKÁ, Lucie. Sledování polohy pacienta na lůžku a jeho aplikace. [DVD] Hradec Králové, 2016, [cit. 2018-03-02]. Bakalářská práce. Univerzita Hradec Králové.
- [21] CASSON, Alexander J., Arturo VAZQUEZ GALVEZ a Delaram JARCHI. Gyroscope vs. accelerometer measurements of motion from wrist PPG during physical exercise. *ICT Express*[online] Korea: *The Korean Institute of Communications Information Science*, prosinec 2016, svazek 2, vydání 4, s. 175-179, [cit. 2018-06-25]. *Open Access*. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S240595951630162X>

Seznam použitých obrázků

Obr. 1: Pedometr inSPORTline Foot. (převzato ze zdroje [8]).....	22
Obr. 2: Pravděpodobně první komerčně vyráběný piezoelektrický akcelerometr, B&K Model 4303 (převzato ze zdroje [10]).	24
Obr. 3: MEMS tříosý akcelerometr SparkFun ADXL362, vhodný pro měření statického i dynamického zrychlení, měřící rozsahy ± 2 , ± 4 a ± 8 g (převzato ze zdroje [9]).....	25
Obr. 4: Mechanický gyroskop se třemi prstenci (vlevo) a se dvěma prstenci (vpravo) (převzato ze zdroje [12]).....	26
Obr. 5: Laserový kruhový gyroskop (převzato ze zdroje [12]).....	27
Obr. 6: MetaMotionR r0.3 senzor (převzato ze zdroje [14]).....	27
Obr. 7: Zephyr BioPatch HP senzor včetně držáku (převzato ze zdroje [15]).....	28
Obr. 8: Zařízení MetaMotionR r0.3 v pouzdře pro upevnění na pásku (převzato ze zdroje [14]).....	33
Obr. 9: Vizualizace dat z gyroskopu z první sady měření při upevnění zařízení na boku pro dvě studentky.....	34
Obr. 10: Přiblížená data z Obr. 9 ve vyznačené oblasti chůze.....	35
Obr. 11: Absolutní intenzita pohybové aktivity vypočtená z dat zobrazených na Obr. 9.	36
Obr. 12: Vizualizace dat z gyroskopu z první sady měření při upevnění zařízení na rameni pro dvě studentky.	36
Obr. 13: Absolutní intenzita pohybové aktivity vypočtená z dat zobrazených na Obr. 12.	37
Obr. 14: Vizualizace pohybu ze schodů a do schodů u jedné studentky ve vrchní části, spolu s absolutní intenzitou pohybové aktivity během stejného pohybu u této studentky ve spodní části.....	38
Obr. 15: Vizualizace dat z gyroskopu z druhé sady měření při upevnění zařízení na boku pro čtyři vybrané dobrovolníky.....	39
Obr. 16: Absolutní intenzita pohybové aktivity vypočtená z dat zobrazených na Obr. 15.	39
Obr. 17: Vizualizace dat ze dvou gyroskopů upevněných na bocích jedné osoby.....	40
Obr. 18: Přiblížení vybrané části dat, zobrazené na Obr. 17.....	41

Obr. 19: Absolutní intenzita pohybové aktivity vypočtená pro oba senzory z dat zobrazených na Obr. 17.....	41
Obr. 20: Vizualizace dat z obou měřících zařízení pro cca 10 minut dlouhý úsek.....	44
Obr. 21: První vybraný úsek dat vizualizovaný pro oba senzory.....	44
Obr. 22: Přiblížení části dat z výběru 1, zobrazené na Obr. 21.	45
Obr. 23: Absolutní intenzita pohybové aktivity vypočtená z dat zobrazených na Obr. 21.	46
Obr. 24: Druhý vybraný úsek dat vizualizovaný pro oba senzory.....	46
Obr. 25: Přiblížení části dat z výběru 2, zobrazené na Obr. 24.	47
Obr. 26: Absolutní intenzita pohybové aktivity vypočtená z dat zobrazených na Obr. 24.	47
Obr. 27: Výpočet aktivity pro oba senzory podle druhého způsobu z výběru dat 1.....	50
Obr. 28: Výpočet aktivity pro oba senzory podle druhého způsobu z výběru dat 2.....	50
Obr. 29: Výpočet aktivity pro oba senzory podle třetího způsobu z výběru dat 1.....	52
Obr. 30: Výpočet aktivity pro oba senzory podle třetího způsobu z výběru dat 2.....	52
Obr. 31: Porovnání všech tří možných způsobů výpočtu pohybové aktivity u zařízení MetaMotionR na datech z prvního výběru.	53
Obr. 33: Porovnání všech tří možných způsobů výpočtu pohybové aktivity u zařízení Zephyr BioPatch na datech z prvního výběru.	54
Obr. 34: Porovnání všech tří možných způsobů výpočtu pohybové aktivity u zařízení Zephyr BioPatch na datech z druhého výběru.	54
Obr. 35: Na 10 min úseku u zařízení Zephyr BioPatch - nahoře aktivita převzatá ze Summary (na y-ové ose je zobrazena aktivita v rozsahu 0 – 1), dole vlastní výpočty aktivity třemi způsoby.....	55
Obr. 36: Srovnání výpočtu relativní a absolutní intenzity pohybové aktivity u zařízení MetaMotionR na úseku cca 10 min – nahoře na y-ové ose je zobrazena aktivita v rozsahu 0 – 1.....	57
Obr. 37: Srovnání výpočtu relativní a absolutní intenzity pohybové aktivity u zařízení Zephyr BioPatch na úseku cca 10 min – nahoře na y-ové ose je zobrazena aktivita v rozsahu 0 – 1.....	57