MASARYKOVA UNIVERZITA
Fakulta sportovních studií
Katedra kineziologie

Možnost využití zařízení typu smartphone pro monitoring pohybové aktivity

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:
Mgr. Tomáš Vespalec, Ph.D.

Vypracovala:
Bc. Aneta Fedrová
Učitelství pro ZŠ a SŠ

Brno, 2013

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a na základě literatury a pramenů uvedených v použitých zdrojích.

V Brně dne 13. 5. 2013 podpis

Děkuji vedoucímu diplomové práce Mgr. Tomášovi Vespalcovi, Ph.D. za cenné rady a připomínky. Dále bych ráda poděkovala doc. Mgr. Martinovi Zvonařovi, Ph.D. a Mgr. Martinovi Seberovi za odborné konzultace.

OBSAH

ÚVOD **6**

1. TEORETICKÁ ČÁST **8**

1 .1 Pohybová aktivita 8

1.1.1 Druhy pohybové aktivity 9

1.1.2 Vliv pohybové aktivity na organismus člověka 11

1.1.3 Reakce a adaptace organismu na pohybovou aktivitu 15

1.1.4 Doporučení vhodné pohybové aktivity 19

1.1.5 Akcelerometrie jako jedna z metod měření pohybové aktivity 21

1.1.6 Interakce životního stylu a pohybové aktivity 26

1.2 Chůze 29

1.2.1 Krokový cyklus chůze 29

1.3 Mobilní telefony jako multifunkčně využitelné zařízení 31

1.3.1 Vývoj mobilních telefonů 31

1.3.2 Zařízení typu smartphone 33

1.3.3 Historie smartphones 34

1.3.4 Operační systémy využívané u telefonů typu smartphone 38

2. CÍLE, VÝZKUMNÁ OTÁZKA A ÚKOLY PRÁCE **40**

2.1 Cíle práce 40

2.2 Výzkumná otázka 40

2.3 Úkoly práce 40

3. METODIKA PRÁCE **41**

3.1 Organizace práce 41

3.2 Použitá měřící zařízení a software 41

3.2.1 Sony Xperia Miro 41

3.2.2 Samsung Galaxy Ace 42

3.2.3 Vodafone Smart II. 43

3.2.4 MIE MT20 biomedicínský telemetrický systém 43

3.2.5 Využitý software 45
3.3 Laboratorní měření 45
3.3.1 Kalibrace telefonu Sony Xperia Miro 46
3.3.2 Kalibrace telefonu Samsung Galaxy Ace 47
3.3.3 Kalibrace telefonu Vodafone Smart II. 48
3.3.4 Měření výdrže baterie u jednotlivých mobilních telefonů 49
3.4 Akcelerometrické srovnávací testování 50
3.5 Matematicko-statistické zpracování získaných dat 51
3.5.1 Kritéria podobnosti naměřených dat 52
3.5.2 Kritéria validity naměřených dat 53
3.6 Výsledky měření 54

4. DISKUSE 59

5. ZÁVĚR 62

6. SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ 63

RESUMÉ 66

Úvod

Životní styl dnešní doby se velmi liší od životního stylu našich předků. Protože na tento způsob života není náš organismus připraven, je jím negativně ovlivňován. Především nedostatkem pohybové aktivity vznikají chronická metabolická a kardiovaskulární onemocnění.

V poslední době se stává velmi diskutovatelným problémem hledání optimální úrovně pohybové aktivity, hlavně tedy množství a intenzita zatížení. Na Fakultě sportovních studií Masarykovy univerzity vznikl projekt Reliabilita zařízení „PA direct“ pro praktické měření pohybové aktivity, na kterém jsem měla možnost se podílet. Během rešerše literatury a získávání údajů jsme si uvědomili, že se 3D senzor vyskytuje kromě komerčních zařízení, které jsou dostupné, ale poměrně finančně nákladné, i u nových typů mobilních telefonů. To nás přivedlo k myšlence, že by se tyto přístroje daly využít k zjišťování akcelerometrických dat a na základě toho i k monitoringu pohybové aktivity.

V této práci jsme se pokusili zjistit nejen možnosti monitoringu pohybové aktivity pomocí těchto zařízení, ale i možná úskalí, která by mohla tuto metodu získávání dat o pohybové aktivitě provázet. Využili jsme možnosti laboratoře biomotoriky na Fakultě sportovních studií, kde je velice přesná měřící technika, konkrétně biomedicínský telemetrický systém MIE MT 20 umožňující připojení kalibrovaného akcelerometru. Toto zařízení jsme použili jako referenční a k němu jsme vztahovali výsledky měření mobilních telefonů.

V teoretické části se zaměřujeme na interakci životního stylu a pohybové aktivity. Vysvětlujeme některé pojmy související s touto problematikou a uvádíme pozitivní i negativní vlivy, které má pohybová aktivita na organismus. Součástí je charakteristika chůze a krokového cyklu. Kapitola obsahuje také stručný popis zařízení vhodných pro měření pohybové aktivity v terénu. Na závěr se zabýváme historií a charakteristikou mobilních telefonů.

V metodické části se věnujeme technické specifikaci použitých zařízení a jejich kalibraci. Dále je popsáno laboratorní měření a pomocí statistických metod

jsou srovnány výsledky měření jednotlivých mobilních telefonů s referenčním akcelerometrem MIE MT 20.

1. Teoretická část

1.1 Pohybová aktivita

Pohyb je základním projevem života. Pohyb živých objektů vzniká působením vnitřních sil organismu a je přesně řízen, prováděn cíleně a má svůj účel – potřeba živé soustavy zasahovat do okolního prostředí a celkové interakce organismu (Véle, 2006).

Aktivní pohyb je řízen nervovou soustavou. Ta reaguje na podněty, které působí jak z vnějšího, tak z vnitřního prostředí. Živý organismus se může pohybovat také pasivně, ale pouze za předpokladu, že na něj působí účinné vnější síly.

Dle WHO (2004) je pohybová aktivita jakákoliv aktivita produkovaná kosterním svalstvem způsobující zvýšení tepové a dechové frekvence. (Brettschneider, Naul, 2004)

Dle Dobrého (2009) je pohybová aktivita druh tělesného pohybu člověka, charakterizovaného svébytnými vnitřními determinanty (fyziologickými, psychickými, nervosvalovou koordinací, požadavky na svalovou zdatnost, intenzitou apod.) i vnější podobou a formou vykonávaného hybnou soustavou při vyšší kalorické spotřebě, tj. při energetickém výdeji vyšším než při stavu člověka v klidovém metabolismu. Pohybovou aktivitou je např. chůze, běh, plavání, skok, hod, apod.

Tělesný pohyb patří k základům existence člověka a je všeobecně považován za zdravotně protektivní faktor. O významu pohybových aktivit pro lidské zdraví není pochyb.

Pohybová aktivita a fyzická kondice může snížit reaktivitu na nejrůznější stresory. Kromě přímého vlivu na reakci organismu působí pohyb nepřímo prostřednictvím odreagování odvedením myšlenek od negativních témat. Pravidelnost cvičení pomáhá utvářet pocit řádu v životě (Paulík, 2009).

Dle Čeledové (2010) je pohyb jedním ze základních projevů existence člověka. Lidské tělo se vyvíjelo k pohybu a aktivitě. Pohybový aparát člověka je rozsáhlý funkční celek složený ze tří podsystémů: nosného (kostra), výkonného (svalstvo) a řídícího (centrální a periferní nervový systém).

Tělesná zdatnost je dána složkami vytrvalostními, silovými, rychlostními, pohyblivostí kloubů a koordinací pohybu (Mužík, 2007).

Tělesnou zdatnost je možné rozvíjet dvěma způsoby – buď jako sportovně orientovanou, kde se klade důraz na efektivní metody tréninku a vykazování sportovních výsledků nebo zdravotně orientovanou zdatnost. Zde záleží především na rovnoměrném rozvoji všech složek tělesné zdatnosti a usiluje o pozitivní dopad pohybových aktivit na organismu.

Bohužel v dnešní době dochází k výraznému poklesu pohybové aktivity populace a hypokineze se stává charakteristickým rysem současného životního stylu s velmi negativním dopadem na zdraví. Z hlediska podpory zdraví a prevence HNO je důležité vrátit aktivní pohyb do životního stylu člověka (Stejskal, 2004)

Úroveň zdatnosti má vliv na zdraví a výkonnost. Celková úroveň lze zlepšit jedině zlepšováním úrovně všech jeho součástí. Člověk může zlepšovat zdatnost, pokud vykonává pravidelně aerobní činnost, která zlepšuje úroveň kardiorespirační vytrvalosti.

1.1.1 Druhy pohybové aktivity

Pohybovou aktivitu ale musíme chápat jako celek složený z různých oblastí lidského konání. (Brettschneider a Naul, 2004).

Do pohybové aktivity můžeme řadit aktivitu habituální, pracovní, zdravotní, sportovní a kinezioterapii.

Habituální pohybová aktivita zahrnuje v podstatě všechny fyzické činnosti běžného života člověka. Většinu těchto aktivit provádí člověk automaticky a ani si

neuvědomuje, že provádí pohybovou aktivitu. Můžeme sem zařadit např. chůzi do školy či práce, práce v domácnosti a na zahrádce, chůze do schodů, nákupy, atd (Dobšák,2009).

Pracovní fyzická činnost je činnost, která je vykonávaná v zaměstnání. V dnešní době je pracovní činnost spíše sedavého charakteru, ale dle Stejskala (2004) se i manuálně pracující lidé pohybují méně, než tomu bylo před několika desítkami let.

Sportovní pohybová aktivita může být rozdělena na rekreační, výkonnostní a vrcholový sport. Rekreační sport vyplňuje volný čas jedince a je pojat nesoutěžně. Možná je i úprava pravidel. Výkonností sport je charakterizován členstvím v oddíle, který sdružuje příslušná sportovní federace a regionální až republikovou strukturou soutěží. Trénink probíhá několikrát týdně. Vrcholový sport se provozuje na profesionální úrovni, sportovní aktivita je zároveň zaměstnáním. Důležité je vytvoření ideálních podmínek pro trénink a vytvoření dobrého tréninkového plánu, protože dochází k velkému zatížení organismu. Součástí by měla být regenerace, rehabilitace a relaxace. Soutěží se převážně na mezinárodní úrovni.

Zdravotní tělesná výchova je určena pro osoby zdravotně oslabené. Je zaměřena na různé nemoci a poruchy organismu a měla by probíhat pod vedením speciálně vyškolených pedagogů a cvičitelů. Hlavním cílem zdravotní tělesné výchovy je racionálním způsobem odstranit či zmírnit zdravotní oslabení, posílit organismus, vytvořit předpoklady pro harmonický vývoj zdravotně oslabeného jedince a poskytnout zdravotně oslabenému možnost sportovního vyžití s ohledem k jeho zdravotnímu stavu a schopnostem (Dobšák, 2009).

Zdravotní tělesná výchova má tři úkoly – zdravotní vzdělávací a výchovný. Zdravotním úkolem se rozumí příznivé ovlivnění zdravotního oslabení jedince. Vzdělávací úkol má vybavit jedince základními pohybovými dovednostmi a návyky a prohloubit jeho znalosti o vlastním zdravotním oslabení (vhodné a nevhodné pohybové aktivity, dávkování pohybové aktivity, správné provedení, atd.) Výchovný úkol se zaměřuje na motivaci jedince, jeho vedení

k trvalému pohybovému režimu a vytvoření pocitu sebedůvěry ve vlastní schopnosti (Novotný, 2012 - 2013).

Kinezioterapie tvoří základ pohybové léčby. Je to tělovýchovný proces, ve kterém se využívá metodicky upravené pohybové aktivity u osob se změněným zdravotním stavem. Využívá se při ní individuálních i skupinových cvičení. Cvičení může být pasivní, aktivní, či doplněné o různé sportovní prvky a je zaměřeno na příslušné onemocnění. Po odborné instruktáži může celou řadu činností provádět pacient individuálně i mimo ústavní zařízení, za předpokladu průběžných kontrol a respektování správné indikace a bezpečnosti. Kinezioterapii provádí pouze odborný fyzioterapeut (Dobšák, 2009).

1.1.2 Vliv pohybové aktivity na organismus člověka

Podle lidské aktivity můžeme rozlišit tři stupně, při kterých dochází k ovlivnění organismu člověka a to optimální pohybové zatížení, nedostatek aktivního pohybu, a přetížení pohybového systému (Véle, 2009).

Optimální pohybové zatížení udržuje stabilitu pohybového systému jak po funkční, tak po strukturální stránce. Řídící systémy pracují aktivně a efektivně. Tento stav lze zlepšovat tréninkem, při kterém po určité době odchází ke zvyšování celkové výkonnosti a k optimalizaci metabolických pochodů (Véle, 2009).

Dle Novotného (2012 - 2013) by optimální pohybová aktivita měla zahrnovat jak aerobní (vytrvalostní), tak kompenzační (posilovací a protahovací) a relaxační (uvolňovací cvičení).

Pohybová aktivita, která je prováděna pravidelně, je správně indikovaná a kontrolovaná, má řadu pozitivních vlivů na organizmus člověka, ať už zdravého či nemocného. Vyvolává příznivé morfologické i funkční změny jednotlivých systému. Má také kladný celkový vliv, který se projevuje zvýšením fyzické zdatnosti a výkonnosti, tolerance stresu, sebevědomí, zlepšení životních návyků a kvality života a v neposlední řadě dodává pocit dobré nálady. Podíl těchto vlivů je

interindividuálně rozdílný a je závislý na věku, pohlaví, zdravotním a funkčním stavu jedinince, ale také na druhu, objemu, frekvenci a intenzitě pohybové aktivity (Dobšák, 2009).

Mezi pozitivní vlivy patří (Dobšák, 2009):

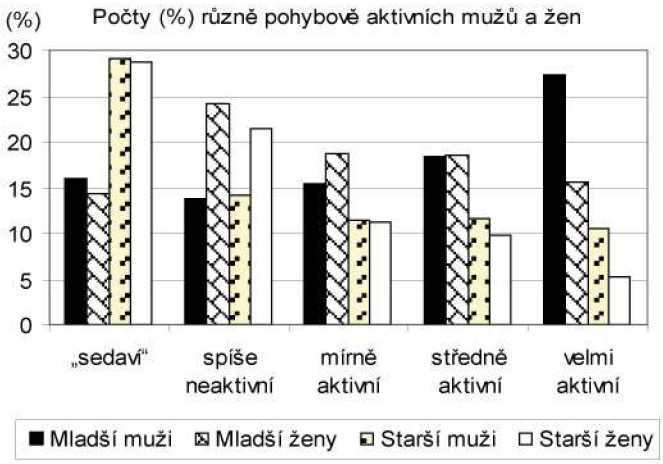
- zlepšení funkce krevního oběhu
- zlepšení funkce dýchacího systému a zvýšení využití kyslíku v tkáních
- zlepšení funkce regulačních systémů
- zlepšení funkce metabolismu
- zvýšení svalové síly, odolnosti kloubů a šlach, zlepšení pohyblivosti a koordinace a pozitivní vliv na stavbu kostí
- dále také můžeme zařadit celkový vliv, do kterého zahrnujeme: zvýšení zdatnosti a výkonnosti, odolnosti proti stresu, snížení nemocnosti, zlepšení životních návyků a kvality života, prodloužení délky života, zvýšení sebevědomí, aj.

Pohyb je také velice důležitým faktorem pro zlepšení psychiky a mentálních pochodů. V této souvislosti můžeme mluvit o psychomotorice a psychosomatice. Pohyb ovlivňuje lidské pocity, dokáže vyvolat radost, uspokojení, pocit příjemné i nepříjemné únavy a také vyvolat či utlumit bolest, lze jím relaxovat, ale též se jeho prostřednictvím může zvýšit agresivita a stimulace organismu. Působí přímo na centrální nervovou soustavu, kterou tímto ovlivňuje, proto lze pohyb aplikovat jako terapii i v případě psychických onemocnění (Dobšák, 2009).

Nedostatečnou pohybovou aktivitou dochází k omezení tělesného metabolismu. Pohybový aparát také podporuje oběhový systém a jeho nedostatečné zatížení způsobuje omezení cirkulace krve, čímž dochází k porušení a zpomalení metabolických pochodů. Na pohybovém aparátu se nedostatek pohybu projevuje také změnou stavby kostní tkáně, řídnutím jejich struktury a snižováním pevnosti. Dochází ke ztrátě aktivní hmoty, úbytku svalové síly a ke zkrácení svalů a šlach, snižuje se rozsah kloubní pohyblivosti. Následkem zpomalení aktivity řídících systémů dochází ke zhoršení všech pohybových

programů – např. přesnost, koordinace a schopnost efektivně zapojovat jednotlivé pohybové segmenty. Tělesná inaktivita způsobuje funkční i strukturální změny hybného systému. Dlouhodobé omezení pohybu vyvolá celkový imobilizační syndrom, který postihuje všechny tělesné systémy. (Véle, 2006)

Nedostatek pohybové aktivity, tzv. hypokineze je jedním ze základních rizikových faktorů, které přispívají ke vzniku hromadných neinfekčních onemocnění („civilizační choroby“). Epidemiologickou závažnost v civilizované společnosti dokumentují údaje v grafu 1 o počtu osob s různou úrovní pohybové aktivity (Novotný, 2012 – 2013).



Graf 1: Počty osob (%) různého věku (mladší 22 – 24 let, starší nad 65 let) s různou úrovní pohybové aktivity

Důsledky nedostatku pohybové aktivity jsou u každého rozdílné a závisí na celé řadě dalších faktorů (Dobšák, 2009):

- konstituční rizikové faktory – věk, pohlaví, některé somatické zvláštnosti, etnický původ, vrozená zátěž, typ chování
- vnitřní rizikové faktory – hypertenze, diabetes mellitus, poruchy lipidového metabolismu, obezita, hyperurikemie a další, z části ještě neznámé faktory

- zevní rizikové faktory – kouření, abúzus alkoholu a kofeinu, nesprávná výživa, nadměrný kalorický příjem, časté stresy, nepravidelná životospráva, nedostatek odpočinku a mnohé další.

Dle Dobšáka (2009) mohou vhodné prostředky pohybové aktivity přispět ke zmírnění řady vnitřních i zevních faktorů nebo dokonce i k jejich odstranění (to se týká převážně vnějších faktorů) či potlačení.

Přetížení pohybového systému způsobuje funkční změny, které se následně mění ve změny strukturální. Jedná se především o vznik mikrotraumat, která postihují jednotlivé složky a segmenty pohybového aparátu. Při přetížení organismu vzniká únavou způsobené omezení hybnosti, které vede k mikrotraumatům. Ta se zajizvují, čímž způsobují funkční změny. Tyto změny jsou stále reverzibilní. Po opakovaném přetěžování se objevuje bolest jako ochranný mechanismus. Při nerespektování tohoto mechanismu a dalším neadekvátním zatížení mohou vzniknout nevratné strukturální změny v hybném systému (Dobšák 2009).

Nesprávná pohybová zátěž, která je mnohdy prováděna i v nevhodném prostředí může mít řadu negativních vlivů a zdraví škodlivých následků, které postihují většinu orgánových a funkčních systému. Mezi negativní vlivy nesprávně indikované a prováděné aktivity na pohybový systém patří (Dobšák, 2009):

1. Úraz – náhlá zevní událost, která organismu způsobuje poruchu zdraví.
2. Mikrotrauma – nepatrný vnitřní nebo vnější důsledek opakovaného lokálního přetížení. Poskytuje měkké části, svaly, šlachy, klouby a kosti (např. plíživé zlomeniny, enezopatie, tendovaginitidy).
3. Chronické škody – je opotřebení tkání nadměrnou nefyziologickou zátěží, a také po opakovaných úrazech a mikrotraumatech, zvláště po nedostatečném léčení, rehabilitaci a regeneraci. Jako příklad chronických poškození můžeme uvést např. arthoris deformans, mysitis ossificans, aseptické nekrózy a osifikace exostózy.

1.1.3 Reakce a adaptace organismu na pohybovou aktivitu

Pohybová aktivita vyvolává v lidském organismu řadu změn a odpovědí. V průběhu zátěže dochází k energetickému a metabolickému přizpůsobení jednotlivých celků orgánů a tkání. Dochází k zapojení orgánových systémů do regulačních okruhů tak, aby byl organismus schopen pokrýt stoupající požadavky co nejefektivněji. Změny, které pozorujeme v souvislosti s tělesnou zátěží jsou jednak reaktivní a po dlouhém procesu zatěžování také adaptační (Pokorný, 1994).

Znalost reakce a adaptace na pohybovou zátěž je nutná pro doporučení vhodné aktivity a pro kontrolu její účinnosti.

Reakce na pohybovou zátěž je okamžitá odpověď orgánových systému na svalovou práci. Její kvalitativní a kvantitativní hodnota závisí na druhu, intenzitě a délce trvání tělesné zátěže. Reakce organismu může být postupně ovlivňována adaptací, nebo také maladaptací či dezadaptací.

Adaptace je schopnost funkčního a morfologického přizpůsobení se různých orgánových systémů mnohonásobně opakovaným, dlouhodobým vlivům zátěže. Je závislá především na druhu, frekvenci, intenzitě a době působení fyzické aktivity nebo jiného zdroje zátěže.

Dezadaptací se nazývá pokles nebo vymizení adaptačních projevů, které postihují funkční i morfologické vlastnosti celé řady orgánových systémů. Je způsobena oslabením nebo vynecháním pravidelných podnětů, které vedly k adaptaci a je závislá také na genetických predispozicích, věku, pohlaví, tělesných dimenzích a na zdravotním stavu. Vzniká podstatně rychleji než adaptace.

Maladaptací rozumíme negativní působení nadměrné, neadekvátní a dlouhodobé zátěže, někdy i v extrémních podmínkách, na organismus. Maladaptace může vést k závažným funkčním a morfologickým poruchám, ohrožujícím zdraví a někdy i život (Dobšák, 2009).

Kardiovaskulární adaptace

První známka adaptace kardiovaskulárního systému na pravidelný pohyb je snížení srdeční frekvence při stejné zátěži a později i v klidu. K této změně přispívá především zlepšení žilního návratu, zlepšení kontraktility myokardu, postupné zvyšování ejekční frakce, snižování end-systolického objemu a zvyšování systolického objemu, zvýšení kapilární perfuze, posun symptatovagové rovnováhy směrem k vagu a metabolická adaptace, která způsobí zvýšení extrakce kyslíku do svalových vláken (Stejskal, 2012 – 2013).

Respirační adaptace

Při respirační adaptaci dochází k zvyšování dechového objemu a snižování dechové frekvence. Vytrvalostní trénink se projeví také poklesem nároků dýchacích svalů na kyslík a jejich menší únavou (Stejskal, 2012 – 2013).

Metabolická adaptace

Adaptace glykolitického systému – cílem adaptace je rychlý zisk relativně malého množství energie. Adaptace se projeví zvýšením zásob makroergních fosfátů a volného kreatinu a zvýšenou aktivitou glykolytických enzymů a zvýšeným množstvím svalového glykogenu.

Adaptace systému aerobní fosforylace – dochází k zvětšení a zvýšení množství mitochondrií, toto spolu se zvýšeným průtokem krve svaly vede k rychlejšímu odbourávání laktátu a jeho využití jako energetického zdroje. Při nižší a submaximální intenzitě dochází u trénovaného svalu ke zvýšené spotřebě lipidů jako energetického zdroje a snižuje se využití energie pomocí glykolýzy a fosforylace sacharidů. Využití lipidů umožňuje rychlejší doplňování spotřebovaných sacharidů pomocí glukogeneze (doplnění ze sacharidových zdrojů) a glukoneogeneze (doplnění z nesacharidových zdrojů). Za podmínek maximálního úsilí takto adaptovaný sval oxiduje zvětšené množství pyruvátu a tím dochází ke zvýšené vytrvalostní výkonnosti.

Metabolická adaptace se projevuje zvýšenou zásobou energetických zdrojů přímo ve svalech – zvyšuje se množství svalového glykogenu. U vysoce

trénovaných osob také dochází ke zvýšenému množství svalových triglyceridů. Na rozdíl od obézních lidí dochází k hromadění tuku ve svalech z důvodu zvýšené schopnosti využití těchto tuků jako energetického zdroje a to i při relativně vyšším zatížení (Stejskal, 2012 – 2013).

Adaptace imunitního systému

Při tělesné zátěži dochází aktivací sympatoadrenálního systému a osy hypotalamus – hypofýza – kůra nadledvin ke změně tvorby hormonů, protilátek a specifických imunitních elementů (např. cytokinů, protizánětlivých mediátorů, atd.). Imunitní odpovědí může být buď tvorba imunosupresivních látek nebo protichůdně působící stimulace imunitního systému. Rozhodující je intenzita, trvání a charakter stresu. K přechodnému poklesu imunity však dochází převážně u vytrvalostních sportovců. Většinou to souvisí s intenzivním tréninkem, příliš dlouhým trváním tréninků a jejich velkým objemem a celou řadou dalších faktorů od psychického stresu, teploty prostředí, vlhkosti, nadmořské výšky až po výživu (Stejskal, 2012 – 2013).

Dle Stejskala (2012 – 2013) však obecně platí, že pohybová aktivita střední intenzity prováděná venku imunitu zvyšuje. Při rekreační a amatérské sportovní aktivitě se výskyt imunosuprese objevuje velmi ojediněle a pokud k němu dojde, má obvykle jiné příčiny.

Termoregulační adaptace

U trénovaných osob dochází k vyšší schopnosti fyzikální termoregulace a k lepší toleranci vyšších teplot, než u osob se sedavým životním stylem. Souvisí to s vyšším celkovým objemem krve, která převádí teplo do periferie (Stejskal, 2012 – 2013).

Adaptace kostní a vazivové tkáně

Do asi 25 let přispívá mechanické zatížení ke zvýšení kostní hmoty a redukci pozdější demineralizace kostí. Vytrvalostní trénink také posiluje kloubní ligamenta a úponové šlachy. U ligament, která jsou poškozena úrazem, se pomocí

vytrvalostního tréninku obnovuje rychleji jejich struktura a funkce (Stejskal, 2012 – 2013).

Adaptace centrálního nervového systému a jeho funkcí

Cílem adaptace CNS je zlepšení ekonomiky pohybu a zvýšení jeho přesnosti pomocí lepší regulace činnosti antagonistů, zvýšením počtu kontrahovaných vláken, atd. Také dochází ke zlepšení smyslové výkonnosti jako je zraková ostrost a polohocit. Trénink také vyvolává změny přímo v nervové tkáni, kde dochází ke zvýšenému uvolňování nervových přenašečů a zvýšení aktivity aceltylcholinesterázy (Stejskal, 2012 – 2013).

Hormonální adaptace

Jedním z nejdůležitějších příkladů hormonální adaptace je redukce sekrece inzulinu pankreatickými beta-buňkami a zvýšení účinnosti inzulinu při transportu glukózy do svalových vláken. Zvyšuje se senzitivita inzulinových receptorů (Stejskal, 2012 – 2013).

Psychologická adaptace

Bezprostředně po tréninku může dojít ke zvýšení sebeúcty a hrdosti, snižuje se psychická tenze a deprese a také dochází ke zlepšení nálady. Pravidelné cvičení přispívá k pocitu fyzické a psychické pohody, snižuje anxietu, deprese a svalové tenze. Mimo jiné je vyšší aerobní kapacita spojena s ochranou kognitivních funkcí u starších osob. Pravidelným tréninkem se tedy zlepší i pozornost a mentální funkce u těchto lidí. Pohybová aktivita pomáhá ke zlepšení kvality spánku a redukci ospalosti během dne (Stejskal, 2012 – 2013).

Adaptace na odporový trénink

Při adaptaci na odporový trénink dochází ke zvýšení počtu vláken, která připadají na jednu motorickou jednotku a také k lepší synchronizaci jednotlivých motorických jednotek. Při adekvátním tréninku pomocí zlepšování efektivity nervových elementů hypertrofuje kosterní svalstvo – remodelují se svalové proteiny, zvyšuje se objem myofibril a počet sarkomer. Zvýší se příčný průřez

rychlých vláken a vlákna typu IIb (rychlá glykolitická vlákna) konvertují na vlákna tupu IIa (rychlá oxidativně glykolitická vlákna), což zvyšuje oxidativní kapacitu.

Adaptace na odporový trénink se projevuje především zvýšením kostní hmoty, změnou tělesného složení a zlepšení rovnováhy a koordinace. Zahrnuje také zlepšení imunologických funkcí a kardiopulmonální výkonnosti, zvýšení látkové výměny, snížení bolestí a zlepšení kvality spánku. Zvětšuje se objem rychlých svalových vláken a tím se zvyšuje i síla svalového stahu. Zvyšuje se zásoba makroergních fosfátů a svalového glykogenu a roste počet satelitních buněk, které v případě potřeby nahrazují poškozené buňky pohybového ústrojí (Stejskal, 2012 – 2013).

1.1.4 Doporučení vhodné pohybové aktivity

Pro realizaci pohybové aktivity je důležité dodržet několik bodů (Novotný, 2012 - 2013):

- výběr pohybové aktivity – řídíme se především dle zdravotního stavu, ale také podle preferování určitého cvičení a podle možností prostorových, časových, finančních apod.
- přiměřené dávkování – pohybová aktivita by měla být individuální dle zdravotního stavu a úrovně zdatnosti. Dobré je podstoupit vyšetření tělesného rozvoje, pohybového aparátu a odezvy na tělesnou zátěž zátěžovým testem.
- aerobní cvičení – intenzita aerobního cvičení by měla být těsně pod úrovní aerobního prahu – optimálně je zátěž rovna 60 – 75% maximální tepové rezervy, stupni 13 z 20-ti stupňové Borgovy škály subjektivního pociťování zátěže (tab. 1), případně můžeme využít „test mluvení“, kdy bychom měli být schopni souvislé řeči. Trvání cvičení je minimálně 20 minut, ideálně frekvencí 4 – 7x za týden. Důležité je postupné rozehřátí na začátku a zklidnění na konci cvičení.
- relaxační a kompenzační cvičení – provádíme pomalu bez pocitů bolesti.

- pravidelnost a soustavnost – cvičit bychom měli alespoň obden, nejlépe denně. Přestávka mezi cvičením by neměla být delší než 2 dny.
- prevence úrazů – výběr vhodného terénu, nářadí a náčiní. Po cvičení by měla nastat lehká únava. Při cvičení neprovádíme příliš prudké pohyby.
- strava, pití – doplnění ztrát vody, zdrojů energie, minerálů a vitamínů nejen při a po cvičení.
- oblečení a obutí – oblečení podporující termoregulaci a zabraňující podchlazení či přehřátí, nemělo by bránit v pohybu. Správně vybraná obuv by dobře tlumí nárazy při chůzi, běhu a skocích, šetří klouby dolních končetin i páteř a zabraňuje uklouznutí.
- pří plánování a realizaci cvičení je důležité zvládnout různé problémy – osobní problémy související se zdravotním stavem, psychickými faktory, ekonomickými podmínkami atd. Společenské problémy zahrnují např. rodinné zázemí, postavení a vytížení v práci, kulturní a náboženské zvyklosti. Dále sem patří podmínky zevního prostředí jako jsou podnebí, počasí, znečištění ovzduší, hluk, povrch (hřiště, silnice atd.).

Tab. 1 - Borgova škála pro subjektivní pociťování zátěže (RPE – rate of perceived exerction)

Stupeň – číselné hodnocení	Slovní hodnocení
6	
7	Velmi velmi lehká
8	
9	Velmi lehká
10	
11	Lehká
12	
13	Poněkud namáhavá
14	
15	Namáhavá
16	
17	Velmi namáhavá
18	
19	Velmi velmi namáhavá
20	

1.1.5 Akcelerometrie jako jedna z metod měření pohybové aktivity

Telemetrické sledování srdeční frekvence

Telemetrie je způsob přenosu a zpracování biosignálu a tělovýchově se nejčastěji měří tepová frekvence nebo se snímá celá EKG křivka. Měřená osoba má na těle umístěný malý přístroj, jehož signál je bezkontaktně přenášen do centrálního stanoviště k okamžitému zpracování a záznamu. Uplatňuje se tam, kde je potřeba kontinuálně sledovat intenzitu zatížení a její vliv na organismus (např. u kardiaků, kdy se využívá ke včasnému odhalení známek zvýšeného rizika na EKG).

Telemetricky lze snímat i další biosignály, jako je tělesná teplota, saturace hemoglobinem, či data z metabolického analyzátoru (VO2 a VCO2), jejichž odběr

se v provádí běžným způsobem pomocí obličejové masky a příslušného miniaturizovaného zařízení, které nese vyšetřovaný na zádech.

Mezi největší výhody patří dobrý přehled o průběhu měření a bezdrátový přenos signálu. Naopak nevýhodou jsou vysoké pořizovací náklady a potřeba kvalifikovaného personálu (Máček, 2011).

Záznam srdeční frekvence

Pro monitoring srdeční frekvence se používají malé přístroje, které jsou podobné digitálním hodinkám, nazývané sporttestry (obr. 1). Součástí sporttestru je hrudní pás s elektrodami a vysílačem. Elektrody na tomto pásu registrují EKG a vysílač vysílá signál při každém výskytu vlny R. Pás by neměl být příliš utažen, aby nedocházelo ke zvýšení dechové práce a neměnil se dechový vzorec nevýhodným způsobem. Signál z pásu je zpracován přijímačem, nejčastěji ve formě hodinek. Jednotlivé přístroje se liší možnostmi – zobrazení tepové frekvence, volitelné alarmy při tepové frekvenci mimo rozmezí, informace o času stráveném v jednotlivých tréninkových intenzitách, dlouhodobý tepový profil, průměr, atd.

Obr. 1 - Sporttester inSportline BN – A300

Monitory tepové frekvence se často využívají při systematickém tréninku ve sportu, nejvíce u aktivit dynamického charakteru. Slouží převážně ke sledování intenzity déle trvajících aktivit, méně se hodí ke sledování aktivit s velkou silovou (zejména statickou) složkou. Při této aktivitě totiž dochází k vyšší aktivitě sympatiku, který tepovou frekvenci a tím tedy i odhad absolutní intenzity

nadhodnocuje. Méně se také hodí k výpočtu energetického výdeje – energetický výdej se počítá pomocí spotřeby kyslíku, ovšem na nižších intenzitách zátěže nemusí být lineární vztah mezi tepovou frekvencí, srdečním výdejem a spotřebou kyslíky (Máček 2011).

Dle Máčka (2011) lze záznam tepové frekvence využít především v kombinaci s akcelerometry nebo záznamem z trajektorie GPS.

Krokoměry

Krokoměry neboli pedometry (obr. 2) jsou malé přístroje, které jsou schopny detekovat změnu směru pohybu ve vertikální ose. Tomuto pohybu odpovídá zhoupnutí při kroku. Citlivost přístroje je závislá na tuhosti pružiny uvnitř zařízení. Příliš vysoká citlivost může znamenat vysoký počet artefaktů, naopak příliš nízká citlivost podhodnotí množství pohybové aktivity. Většina přístrojů je schopna ukazovat pouze množství kroků, některé přístroje ale také zobrazují energetický výdej. Tyto hodnoty jsou pouze orientační a závisí na hmotnosti nastavené na přístroji.

Obr. 2 - Krokoměr Omron

Krokoměry se ve většině případů připevňují na opasek mimo střední rovinu tak, aby bylo zrychlení při kroku co největší. Přístroje nejsou vhodné pro pohybové aktivity, u kterých dochází k minimálním nebo žádným vertikálním pohybům těžiště, jako je například jízda na kole či posilování, nebo není energetický výdej závislý na počtu kroků, např. posilování.

Nespornou výhodou krokoměrů je jejich cena a nenáročnost. Tuto metodu lze doporučit k orientačnímu sledování rekreačních pohybových aktivit, u kterých převažuje chůze a běh. Přínosem těchto přístrojů je v možnosti srovnání počtu kroků při pravidelné zátěži u jedné osoby, kdy podle výsledné hodnoty odhadneme relativní zvýšení či snížení energetického výdeje.

Vzhledem k tomu, že se referenční hodnoty u jednotlivých přístrojů liší, je vhodné hodnotit pohybový trend u jedné osoby pomocí stále stejného přístroje (Máček, 2011).

Záznam trajektorie z GPS

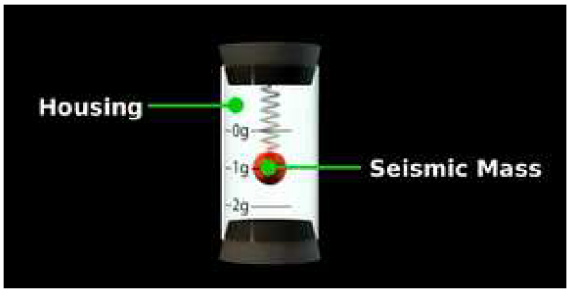
Je záznam trajektorie pohybu pomocí satelitního zaměřování. Metoda je především vhodná pro orientační sledování aktivit v terénu (chůze, běh, inline brusle, veslování). Vhodné je kombinovat s ostatními metodami, např. záznamem tepové frekvence.

Akcelerometry

Vzhledem k tomu, že akcelerometry měří zrychlení, měly by být přesnější při rozmanitějších pohybových aktivitách než pedometry. Starší typy přístrojů (Caltrac) měří zrychlení pouze v jedné ose (vertikální), novější tříosé přístroje (Tritac) měří zrychlení ve všech třech osách.

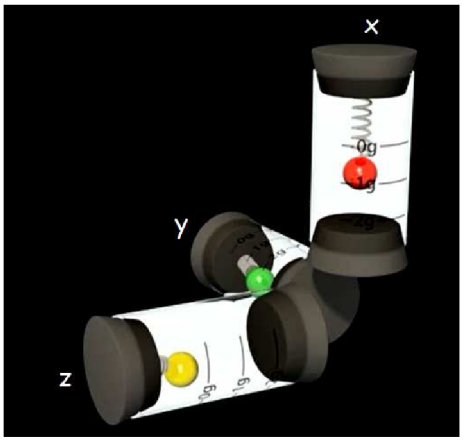
Akcelerometry se v současné době pohybují na cenově dostupné úrovni i pro běžné použití. Jejich výhodou je vnitřní paměť a možnost exportu záznamu do počítače, což zjednodušuje obsluhu a hodnocení. Je zde také možnost využití internetových služeb pro automatické zpracování odeslaných záznamů a průběžné sledování pohybové aktivity (Máček, 2011).

Obecně se akcelerometry skládají ze dvou částí - z obalu (housing) a pohyblivé hmoty (seismic mass). Obal akcelerometru je připevněn k přístroji, pomocí kterého se provádí měření. V našem případě je vložen uvnitř mobilního telefonu. Hmota, kterou si můžeme představit jako kuličku na pružině (obr. 3), je připevněna k obalu tak, aby se mohla pohybovat (http://www.engineerguy.com).



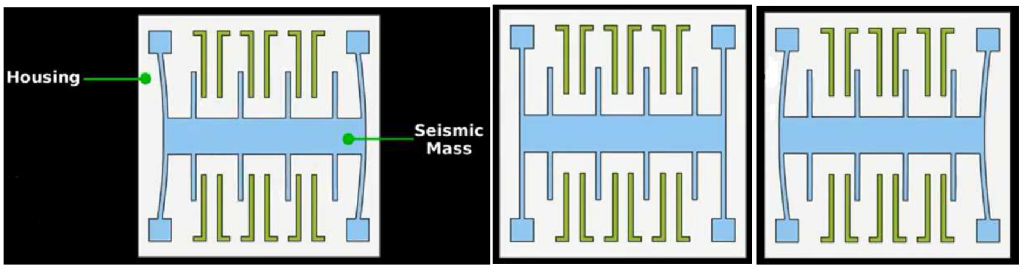
Obr. 3 – Zjednodušený model akcelerometru – obal (housing) a hmota (seismic mass) (http://www.engineerguy.com)

Při použití tří na sebe kolmých pružin, jsme schopni určovat orientaci třídimenzionálního objektu (obr. 4).



Obr. 4 – Model tříosého akcelerometru (http://www.engineerguy.com)

Čipy v mobilních telefonech jsou složitější, ale mají stejné základní prvky. V obalu se místo kuličky nachází tenký křemík ve tvaru hřebenu, který se pohybuje podle pohybu mobilního telefonu (obr. 5). Pokud jsme schopni změřit pohyb tohoto tělesa, můžeme zjistit změny v orientaci přístroje.



Obr. 5 - Pohyb křemíku při pohybu měřícího zařízení
(http://www.engineerguy.com)

1.1.6 Interakce životního stylu a pohybové aktivity

Současný životní styl v hospodářsky vyspělých zemích je pro příznačný nedostatečnou kvalitou i kvantitou pohybových aktivit. Poměrná část pracovních činností se odehrává ve fyziologicky nevýhodné poloze vsedě a nedostatek pohybu není mimo zaměstnání vhodně kompenzován. Dříve byl pro naše předky pohyb při lovu, sběru, boji či pěstování plodin a chovu zvířat zcela běžnou a přirozenou činností, byl nutnou podmínkou přežití. Náš organismus a jeho funkce se však v porovnání s prapředky příliš nezměnily a zmíněný nedostatek pohybu tedy přináší četné negativní důsledky (Paulík, 2009).

Fylogenetický vývoj umožňuje člověku přežít v podmínkách, kterým je vystaven. Tento vývoj probíhá pozvolna i mnoho tisíc let. Například před padesáti tisíci lety trávil člověk několik hodin denně v pohybu, aby si zabezpečil dostatečný příjem energie. Kvůli potřebě uhájení holé biologické existence byly přizpůsobeny životně důležité funkce, u kterých došlo ke složitě propojené neurohumorální regulaci. Urbanizovaný člověk je ve srovnání s „lovcem a sběračem“ vystaven výrazně odlišným životním podmínkám. Nedostatek pohybu a nadbytek energetického příjmu tak vede k poruchám regulačních systémů, které jsou nastaveny na jiné životní podmínky. Tato nerovnováha vede k některým zdravotním poruchám, které vyúsťují do řady onemocnění. Tato onemocnění obecně nazýváme „civilizační onemocnění“ – z důvodu rozvoje technického pokroku spojeného s expanzí civilizace. Lépe vystihující je ale název „hromadná

neinfekční onemocnění“. Dle Stejskala (2004) se tato onemocnění šíří jako epidemie infekce, i když infekční nejsou.

Mezi hromadná neinfekční onemocnění počítáme především ischemickou chorobu srdeční, cévní mozkovou příhodu a hypertenzi. Tato onemocnění vznikají na základě aterosklerózy. Ve většině rozvinutých zemí mají nevětší výskyt a jsou i nejčastější příčinou smrti.

Se vznikem aterosklerózy jsou často spojeny poruchy látkové výměny tuků a cukrů, které často vyústí např. do diabetes mellitus 2. typu. Mezi metabolická onemocnění počítáme také obezitu, která je úzce spojena s dalšími onemocněními.

Do vztahu ke špatnému životnímu stylu se dostávají i některá nádorová onemocnění či metabolické nemoci, které jsou důsledkem životního stylu. Negativné působí především sedavý způsob života, přejídání se, ale také zhoršující se mezilidské vztahy (Čeledová, 2010).

V dnešní době není genetická výbava jediným rizikovým faktorem hromadných neinfekčních onemocnění a jiných závažných onemocnění. Jde totiž o kombinaci genetických dispozic, vlivu prostředí a volby životního stylu. Toto také významně ovlivňuje vznik i průběh onemocnění. Důležité je, že zatímco vliv prostředí můžeme ovlivnit jen lehce, životní styl si volíme sami. Proto se klade velký důraz na vliv životního stylu jako determinantu zdraví. Se změnou životního stylu můžeme začít kdykoliv. Už jen tím, že změníme jídelníček, budeme si udržovat optimální hmotnost a nezapomeneme na pravidelnou pohybovou aktivitu. Také je nutné přiměřeně odpočívat, odolávat stresu, přestat kouřit a pít alkohol (Čeledová, 2010).

Už v dospívání dochází k fyzickým a emocionálním změnám. Mění se i pohled adolescenta sám na sebe. V tomto období by se mladý člověk měl stát zodpovědnějším za své zdraví a kvalitní život. Mladí lidé potřebují získat zdravé návyky, aby si udrželi zdraví i v dospělosti. Dle Čeledové (2010) v etapě mezi 21. a 44. rokem a (reprodukční věk) a 45. a 63. rokem (zralý věk) hovoříme o

kritických letech pro zdraví. Podle autorky mají tyto roky největší vliv na to, jak dlouho a v jaké pohodě budeme žít.

Dle Čeledové (2010) je životní styl charakterizován výběrem chování a životních možností. Každý se dobrovolně může rozhodnout pro zdravé alternativy z možností, které se nabízejí a odmítnout ty, které zdraví poškozují. Chování člověka je ale také limitováno ekonomickou situací společností a sociální pozicí.

Dle Stejskala (2004) je hlavní příčinou našeho nedobrého zdravotního stavu na začátku třetího tisíciletí náš životní styl. Budeme-li chtít snížit riziko časného onemocnění a zhoršení kvality života, musíme změnit právě svůj životní styl.

Pohybová aktivita má také velký význam na psychické naladění člověka. Osoby, které se pravidelně pohybují, mají zvýšený pocit důvěry ve své schopnosti, snadněji rozptýlí obavy a stres denního života a jsou méně agresivní. Příčinou těchto pozitivních změn jsou procesy, ke kterým dochází v mozku – fyzicky aktivní člověk má vyšší produkci některých nervových přenašečů a modulátorů, které snižují bolest, zlepšují náladu a přinášení člověku pocit radosti.

Pravidelné cvičení i habituální aktivita jsou spolu s přiměřeným energetickým příjmem nejlepším preventivním prostředkem většiny civilizačních onemocnění. Velmi důležitá je preskripce pohybové aktivity, neboť variabilita reakce i dlouhodobé adaptace na pohybovou aktivitu je u každého člověka individuální. Je ovlivněna řadou faktorů jako je např. pohlaví, věk, dědičnost, zdravotní stav, trénovanost, a mnohé další.

Nejčastější motivací pro změnu životního stylu bývají zdravotní problémy, ale i snaha odstranit nevhodné návyky a tlak negativního společenského hodnocení. Při dobré motivaci je většina lidí schopna svou životosprávu upravit a začít cvičit. Nicméně důležité je tuto pozitivní změnu životního stylu akceptovat dlouhodobě a přijmout ji jako trvalou součást života. Tento stav nazýváme dlouhodobá adherence k životnímu stylu (Stejskal 2004).

1.2 Chůze

Chůze je jeden ze základních pohybových stereotypů, které člověk provádí každý den. Proto jsme ji zvolili jako vhodný pohybový prvek pro testování a porovnání zařízení. Tím, že dochází k pravidelným střídavým pohybům dolních končetin, se jedná o cyklický pohyb, u kterého také dochází k souhybu celého těla. Tento pohybový stereotyp je vybudovaný v ontogenezi a je pro každého člověka specifický. Dle Grosse (2005) je normální (fyziologická) chůze definována jako způsob lokomoce umožňující dopředný pohyb těla prostorem, při kterém opisuje těžiště těla, umístěné ventrálně před obratel S1, sinusoidu ve vertikální (kolem osy Z) i horizontální (kolem osy Y) rovině s minimální amplitudou. Jakýkoliv větší pohyb těžiště při chůzi zvyšuje energetický výdej a zvýšení metabolických nároků, čímž se snižuje efektivita pohybu a zvyšuje únava. Dle Perry (1992) závisí chůze na opakování sekvence svalově kontrolovaných pohybů v kloubech, opakujících se pro každou končetinu, které současně posunují tělo vpřed a udržují stabilitu těla.

Chůze je z mnoha důvodů pro většinu lidí jednou z nejvhodnějších a nejjednodušších pohybových aktivit. Chůze se dá provozovat prakticky kdekoliv, je snadno proveditelná a dostupná, je nenáročná na vybavení a časové možnosti. Tato aktivita je vhodná téměř pro všechny bez ohledu na věk či zdravotní stav. To je také hlavní důvod, proč byla chůze vybrána pro naše měření.

1.2.1 Krokový cyklus chůze

Jak již bylo uvedeno výše, chůze je cyklická činnost, která se skládá z neustálého opakování kroků. Krokový cyklus je rozdělen na dvě fáze: opěrnou (stojnou) a švihovou (kročnou). Stojná fáze zaujímá asi 60% krokového cyklu a zbylých 40% probíhá fáze švihová. Určitou část krokového cyklu zaujímá stoj na obou nohou, který se nazývá dvouoporová fáze neboli fáze dvojí opory. Tato fáze začíná kontaktem paty jedné končetiny a končí odlepením prstů druhé končetiny od podložky. Zaujímá přibližně 12 % cyklu.

Tyto dvě fáze se dále rozdělují a názvosloví se liší dle autora. V naší práci použijeme názvosloví dle Perry (1992) (obr.6):

Stojná fáze

V kyčelním kloubu dochází k extenzi, pohybujícím segmentem je trup. Na tomto pohybu se účastní svaly m. glutaeus maximus, m. biceps femoris, m. semimembranosus a m. semitendinosus. V kolenní kloub se pohybuje do flexe za pomocí svalu m. quadriceps femoris. Hlezenní kloub se nastaví do polohy plantární flexe, kterou provádí svaly m. gastrocnemius a m. soleus.

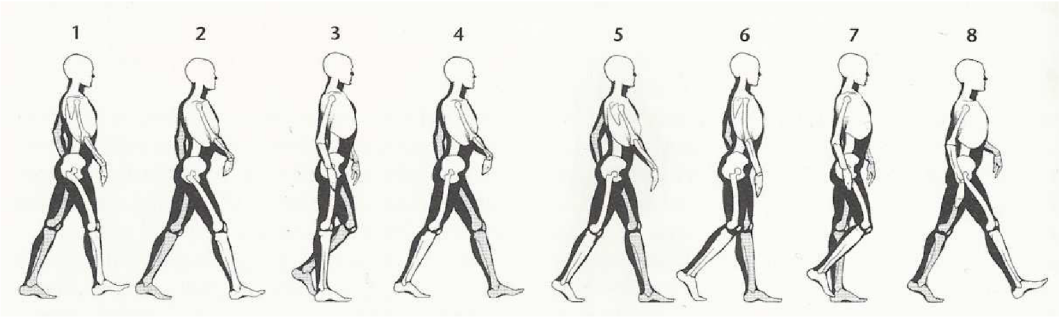
1. Počáteční kontakt (initial contact) 0 – 2 % - nastává ve chvíli, kdy se noha dotkne podložky. Iniciální kontakt bývá u fyziologické chůze nejdříve patou. Můžeme ale také vidět různé patologie, kdy prvním místem, které se dotkne podložky, je špička.
2. Reakce na zatížení (loading response) 0 – 10 % - během této fáze se chodidlo dostane do plného kontaktu s podložkou a hmotnost těla je téměř plně přenesena na stojnou končetinu.
3. Střed stojné fáze (midstance) 10 – 30 % - začíná ve chvíli, kdy švihová (kontralaterální) noha opustí podložku. Zátěž chodidla se pomalu přesouvá do oblasti přední části nohy.
4. Konečný stoj (terminal stance) 30 – 50 % - tato fáze ukončuje jednooporovou část. Začíná zvedáním paty a končí iniciálním kontaktem kontalaterální nohy s podložkou.
5. Předšvihová fáze (preswing phase) 50 – 60 % - začíná v okamžiku, kdy se kontralaterální končetina položí celou ploskou na podložku a končí ve chvíli, kdy palec opouští podložku. Tímto dochází k ukončení stojné fáze a hmotnost těla je přenesena na druhou končetinu.

Švihová fáze

Ve švihové fázi dochází v kyčelním kloubu k pohybu do flexe, kterou provádějí svaly m. iliopsoas, m. rectus femors a m. pectineus. Kolenní kloub nejdříve dvě třetiny pohybu ve švihové fázi flektuje – to zajistí svaly m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus a v poslední třetině fáze

dochází naopak k extenzi, na které se podílí m. quadriceps femoris. Hlezenní kloub se dostává do dorzální flexe pomocí m. tibialis anterior.

6. Počáteční švih (initial swing) 60 – 70 % - začíná ve chvíli, kdy noha opouští podložku a pokračuje až do okamžiku, kdy je v kolenním kloubu maximální flexe.
7. Střed švihové fáze (midswing) 70 – 85 % - nastává od chvíle maximální flexe v kolenním kloubu do okamžiku, kdy se tibie dostává do vertikálního postavení.
8. Konečný švih (terminal swing) 85 – 100 % - toto je závěrečná fáze švihu. Koleno se maximálně extenduje a končetina se připravuje na kontakt nohy s podložkou, přičemž dochází k aktivaci hamstringů a m. glutaeus maximus, které zpomalí pohyb stehna.



Obr. 6 - Krokový cyklus chůze (Kolář et al., 2009)

1.3 Mobilní telefony jako multifunkčně využitelné zařízení

Mobilní telefon je přístroj fungující na stejném principu jako pevná linka. Na rozdíl od pevné linky je možnost jeho použití bez napojení na drátovou telefonní linku ve velkém prostoru (Pužmanová, 2006).

1.3.1 Vývoj mobilních telefonů

V roce 1843 studoval Michael Farady, zda je možné vést elektřinu prostorem, čímž pomohl k rozvoji mobilních telefonů. Prvním člověkem, který

komunikoval prostřednictvím bezdrátové sítě byl doktor Mahlon Loomis. Přišel s myšlenkou, že atmosféra může být vodičem pro předávání zpráv (http://library.thinkquest.org).

Základem současného systému mobilních radiových telefonů je celulární technologie, kdy je celá mobilní síť rozdělena na řady buněk. Tato technologie byla vytvořena v šedesátých letech minulého století (Rambousek, 2003).

Na začátku sedmdesátých let získaly firmy Motorola a Bell patent na systém radiotelefonů. První bezdrátový telefon s názvem Dynatac vyrobila firma Motorola v roce 1973. Prototyp tohoto telefonu vážil 1133 gramů a měřil 229 x 127x 45 mm. Akumulátor se nabíjel 10 hodin a vydržel asi 30 minut hovoru.

První soukromá síť radiotelefonů byla zprovozněna roku 1978 v Bahrajnu pro potřeby královské rodiny. U nás se mobilní síť objevila už koncem sedmdesátých let, kdy Tesla uvedla experimentálně do provozu síť AMR (automatizovaný městský radiotelefon). Tento telefon byl příkladem mobilní stanice, která se vyvinula z běžných vysílaček.

V roce 1979 byl v USA do komerčního provozu uveden vůbec první celulární systém. V Evropě se objevil v roce 1981 ve Švédsku pod názvem NMT (Nordic Mobil Telecomunication). Šlo o analogový mobilní systém založený na frekvenčním pásmu UHF – 450 MHz. Od roku 1981 se rodilo stále více mobilních systému, problém však byl v jejich nekompatibilitě. Proto bylo nutné vytvořit takový systém, který umožní mezinárodní propojení jednotlivých sítí.Od roku 1982 se tedy vyvíjel celoevropský systém GSM (Global System Mobile), který byl komerčně spuštěn počátkem roku 1992.

U nás byla zprovozněna první analogová síť NMT roku 1991 EuroTelem. Prvním u nás prodávaným telefonem byl Dancall 7025 (obr….). Později byl představen model Dancall HP 2711, kterému se přezdívalo „cihla“ a byl jedním z prvních telefonů pro mobilní síť GSM. Ze začátku byly mobily především symbolem společenského postavení. Platily se příchozí i odchozí hovory.

Obr. 7 - Dancall 7025 (zdroj: http://extrapc.cnews.cz)

V roce 1996 spustil EuroTel společně s Radiomobilem síť GSM pracující v pásmu 900 MHz. To už byly k dostání v obchodech i telefony značky Nokia, Benefon a Sony CM-DX 1000. Pořizovací cena se u některých telefonů pohybovala okolo 20 000 Kč, což si tehdy vzhledem k průměrnému měsíčnímu platu nemohl každý dovolit. Z toho důvodu, u nás jako první, nabídl operátor Paegas dotovaný telefon za 1 000 Kč (Macek, Hluší, 2012).

1.3.2 Zařízení typu smartphone

Smartphone v první řadě charakterizuje přítomnost otevřeného operačního systému, který umožňuje instalaci vlastních aplikací. Tyto aplikace rozšiřují funkce telefonu a může jich být celá řada – od kalendáře, synchronizace s PC a e-mailovým klientem až po multitasking, přehrávače multimediálního obsahu, prohlížeče webových stránek, hry a třeba i další aplikace pouze pro zábavu.

Mezi tyto aplikace můžeme zařadit i takové, které se dají využít při sportovních aktivitách. Aplikace fungují na různých principech. Například mohou pomocí GPS vytvořit trasu, kterou jsme uběhli nebo ujeli na in-line bruslích a tím i spočítat celkovou ujetou vzdálenost, průměrnou rychlost, tempo za minutu, stoupání či klesání terénu a na základě vložené výšky a váhy i přibližnou spotřebu kilokalorií. Krokoměr či akcelerometr naopak fungují za pomocí vloženého 3D senzoru.

1.3.3 Historie smartphones

První smartphone na světě pochází z dílen IBM. Poprvé byl IBM Simon představen 2. listopadu 1992, ale do prodeje se dostal až téměř o dva roky později – 16. srpna 1994. Tento telefon fungoval v analogové síti AMPS a do Evropy se vůbec nedostal.

Prvním „evropským“ smatphonem se stala Nokia 9000 Communicator, která byla uvedena na trh v roce 1996 a okamžitě se stala celkem populární. Tento komunikátor vážil 397 gramů a fungoval pouze v GSM sítích na frekvenci 900 MHz. Měl dva černobílé displeje, které byly na rozdíl od Simonu nedotykové. Hlavní displej však měl na tu dobu celkem vysoké rozlišení 640 x 200 pixelů.

Ani IBM Simon ani Nokia 9000 Communicator nebyly nazývány jako smartphony. S tímto označením přišla v roce 1997 firma Ericsson, která představila prototyp modelu GS88. Tento model, podobně jako Nokia, disponoval rozevírací konstrukcí, qwerty klávesnicí a dvěma displeji, z nichž hlavní displej byl dotykový. Přístroj se však nikdy do prodeje nedostal a zůstal pouze jako prototyp.

V roce 1998 uvedla firma Nokia na trh druhou generaci svého komunikátoru s označením 9110. Ten byl na rozdíl od Communicatoru 900 lehčí (253 g) a také se pyšnil menšími rozměry (158 x 56 x 27 mm). Displej zůstal stejný, ale byl posílen procesor.

V červnu 1999 byl představen Qualcommem smartphone pdQ 800, respektive pdQ 1900, který byl určen pro sítě PCS a CDMA operátora Sprint. Jedná se o první chytrý telefon s operačním systémem Palm OS. Na poměry dnešních chytrých telefonů to bylo celkem kompaktní zařízení, které vlastnilo dotykový displej částečně krytý flipem.

V závěru roku 1999 a následně celý rok 2000 se chytré telefony poměrně rychle rozvíjely. Byl představen první mobilní telefon s operačním systémem od firmy Microsoft – Mitsubishi Trium Mondo. To bylo v podstatě klasické PDA s Microsoft Windows for Pocket PC a vestavěným GSM modulem. Dále byl na

trh uveden Ericsson R380, který se proslavil pevnou konstrukcí a dotykovým displejem s flipem, ale především to byl první chytrý telefon s operačním systémem Symbian. Také to bylo první zařízení, které se prodávalo jako smartphone.

V roce 2000 představila také Motorola svůj první chytrý telefon. Jednalo se o Motorolu A6188. Tento telefon stál u zrodu linuxových komunikátorů značky, která se těšila velké popularitě především v Číně. Zvládl totiž rozpoznat ručně psané čínské písmo.

Velmi významný krok učinila v letech 2000 a 2001 firma Nokia, která představila a uvedla na trh třetí generací svého komunikátoru s označením 9210. Konstrukce sice zůstala stejná jako u předchozích typů, největší změnou však byla, poprvé v historii smartphonů, přítomnost barevného displeje. Operačním systémem už nebyl GEOS, ale Symbian.

Po roce 2001 se dostávaly na trh telefony rychlým tempem. Rok 2001 přinesl například modely Samsung SPH-i500 (Palm OS, CDMA), Sagem WA 3050 (Pocket PC) nebo Motorola Accompli A009 a A008. Teprve ale rok 2002 znamenal opravdu silný nástup smartphonů, k čemuž přispěly i dvě nové značky. Těmi byly Research in Motion se smartphony BlackBerry a Handspring s Palm OS telefony Tréo. Handspring nabídl dvě varianty modelu Tréo 180 a Tréo 180g, který uměl rozpoznávat ručně psané písmo. V roce 2002 představila také firma HTC přístroj s názvem Wallaby, který u nás známe například jako Eurotel Dataphone nebo T-Mobile MDA, jeden z nepopulárnějších komunikátorů své doby. Také se pod označením Canary objevil obyčejný smartphone bez dotykového displeje, který se spíše podobal běžným mobilům.

V roce 2003 začala další kapitola mobilního světa, když Andy Rubin, bývalý zaměstnanec společnosti Apple a zakladatel firmy Danger, založil společnost Android Inc. V tomto roce se začaly objevovat smarphony v různém provedení. Například Motorola uvedla véčko Mpx200, Nokia herní telefon N-Gage a model 6600. Také ukázala koncept svého prvního dotykového telefonu, ale model 7700 se nikdy nedostal do prodeje.

V roce 2004 uvedla Nokia další nový komunikátor pod označením 9500 a zároveň také nabídla menší provedení označené 9300. V omezené míře se také prodávala první dotyková Nokia 7710, ale byl to propadák a Nokia tak koncept dotykových přístrojů zavrhla. Palm převzal Handspring a uvedl Treo 650.

O rok později koupil Google společnost Android Inc. Nokia se mezitím stává dominantní na trhu chytrých telefonů. Kromě modelu N70 představila fotomobil N90, do jehož konstrukce umožnila zabudování zoomu fotoaparátu. Typ N91 byl zase hudební mobil s vysokou kapacitou vnitřní paměti. Typ E61 zase může konkurovat qwerty modelům BlackBerry. Také byl uveden dotykový model 6708 s operačním systémem Symbian a prostředím UIQ, který byl určen výhradně pro čínský trh.

V roce 2006 řadí Palm do své nabídky kromě klasického Trea 680 s Palm OS i Treo 750v s operačním systémem Windows Mobile od Microsoftu. Firma HTC se rozhodla, že utlumí svoji činnost jako výrobce OEM a ODM a bude více prosazovat vlastní značku a rovnou představí véčko StrTrk a MTeoR. V tomto roce smartphony dosáhly 10% podílu na trhu s novými telefony.

V lednu roku 2007 byl poprvé představen iPhone firmy Apple. Původně nešlo o chytrý mobil, protože se do něj zatím nedaly instalovat aplikace, ale svým uživatelským prostředím zcela jasně určil směr, kterým se ubíraly chytré telefony v dalších letech. U iPhone také nebylo potřeba používat stylus – dotykové pero, které bylo nutné k ovládání většiny do té doby prodávaných dotykových přístrojů. Uvedení iPhonu na trh znamenalo postupný ústup Nokie navzdory uvedení bezdotykového modelu N95, který reprezentoval to nejlepší, co bylo na trhu chytrých telefonů. Firma HTC odpovídá na iPhone představením malého a elegantního modelu Touch, který má jako první uživatelské prostředí Sense. Zatímco v Evropě a potažmo v celém světě zatím ještě vládne firma Nokia, v Severní Americe má drtivou převahu firma RIM, která vyrábí telefony značky BlackBerry. Avšak žádný přístroj této firmy nelze označit za průlomový.

Rok po uvedení iPhonu na trh, s příchodem druhé generace nazvané 3G, se z něj oficiálně stává smartphone. Zároveň nastává i revoluce v aplikacích – po

představení App Store. Do této doby si majitelé chytrých telefonu aplikace stahovali z různých internetových zdrojů do počítače a pak je instalovali do zařízení. Apple vymyslel jedno centrální místo, odkud byly dostupné všechny programy najednou. Krátce po představení App Store se objevil také první výsledek snažení Android Inc.

Rok 2009 přinesl celou řadu nových zařízení s Androidem. Také Samsung, který do této doby smartphony nevyráběl, představil svůj první model s Androidem i7500 Galaxy. Novinkou tohoto roku je Palm Pre, první smartphone s operačním systémem webOS, který nahradil nevyhovující Palm OS.

V roce 2010 v podstatě ukončil svoji činnost operační systém Windows mobile. S tímto operačním systémem je představen firmou HTC pouze model HD mini. Pro Samsung tento rok znamená začátek útoku na nejvyšší pozici, co se týče prodeje mobilních telefonů. Dochází k útoku proti firmě Apple, který rozpoutá právní bitvu.

V roce 2011 ukončila svoji činnost značka HP v oblasti výroby mobilních telefonů, což znamená i ukončení použití systému webOS. Naopak Samsung předvádí model Galaxy Note, který se vyznačuje velkým pětipalcovým displejem a znovuzavedením stylusu – tentokrát ne kvůli nutnosti ovládání, ale pro větší možnosti práce s přístrojem. Koncem roku představuje Nokia své první modely Windows Phone 7. Nicméně tato verze se ukázala pouze jako rychle vytvořený přechodný systém. Teprve verze vytvářená verze Windows Phone 8 by měla plně zaútočit na konkurenci.

V současnosti trhu s chytrými telefony zcela dominují Apple s iPhonem a Samsung. Mezi systémy se výrazněji prosadily pouze systémy Android a iOS (Vokáč, 2012).

1.3.4 Operační systémy využívané u telefonů typu smartphone

Symbian

Tento systém byl poprvé použit u telefonu Nokia 9210 Communicator. Je naspán v programovacím jazyku C++ pro platformy ARM i x86. V důsledku nástupu modernějších operačních systémů jeho někdejší popularita slábne a v posledních letech si nevede nejlépe. Nejnovější doposud vydanou verzí je Symbian Belle označovaný také jako Nokia Belle či Symbian 3. V současné době tvoří Symbian 11% všech prodaných smartphonů.

iOS

Na trh se dostal v roce 2007 se začátkem prodeje telefonu iPhone a okamžitě oslovil veřejnost – především svojí jednoduchostí, rychlostí či multidotykovými gesty. Je založen na operačním systému Darvin, jenž je napsán v programovacím jazyku C. iOS náleží 24% světových prodejů chytrých telefonů.

Android

Android se objevuje na trhu od roku 2003. Prvním telefonem postaveným na tomto systému bylo HTC Dream. Je napsán v jazyku C a grafické rozhraní v jazyku Java. Podporuje procesorovou platformu ARM i x86. Je jedním z nejoblíbenějších operačních systému – tvoří více než polovinu veškerého prodeje.

Bada

Operační systém vydaný firmou Samsung, který byl vydán v roce 2010 s modelem Wave S8500. Systém má však nedostatečné portfolio aplikací a postupně upadá. Bada tvoří pouhé 2% z prodaných zařízení s vlastním operačním systémem.

Windows Phone 7

Počátky tohoto operačního systému se datují do roku 2004, projekt byl však dokončen až o šest let později. Jako jeden z mála operačních systémů má minimální požadavky na hardwarové vybavené telefonu. Je napsaný

v programovacím jazyce C++. Mezi hlavní výrobce Windows Phone zařízení patří společnosti jako HTC, Samsung, LG a také Nokia. Tomuto systému patří necelá 2% z prodejů.

BlackBerry OS

První verze určená pro chytré telefony byla vytvořena roku 2002 pro zařízení BlackBerry 5810. Systém se vyznačuje především svými speciálními organizačními funkcemi a perfektní synchronizací. Operační systém je napsaný v jazyce C++ a od začátku je koncipován pro procesory ARM. Tvoří 9% veškerých prodejů (Kovařík, 2012).

2. Cíle, výzkumná otázka a úkoly práce

2.1 Cíle práce

Cílem této diplomové práce je zjištění možnosti využití zařízení typu smartphone pro monitoring pohybové aktivity.

2.2. Výzkumná otázka

Lze využít mobilní zařízení typu smartphone pro dlouhodobější monitoring pohybové aktivity a jaké pozitivní a negativní faktory se při jejich použití vyskytují?

2.3 Úkoly práce

- zjistit současný stav terénních metod monitoringu pohybové aktivity se zaměřením na akcelerometrii
- vybrat vhodná zařízení typu smartphone a software pro získávání dat z pohybových senzorů těchto zařízení
- provést laboratorní měření se zařízeními typu smartphone a referenčního tříosého akcelerometru
- zpracovat naměřená data a vyvodit závěry pro možnost praktického využití zařízení typu smartphone pro monitoring pohybové aktivity

3. Metodika práce

3.1 Organizace práce

Pro práci jsme zvolili následný harmonogram:

V počáteční fázi práce jsme provedli literární rešerši a následně jsme danou problematiku konzultovali s odborníky. Poté byly na základě dostupnosti a technických parametrů vybrány tři zařízení. Jako referenční přístroj jsme se rozhodli použít MIE MT20. Proběhlo seznámení s telefony, byla stanovena metodika měření.

Před samotným měřením jsme provedli kalibraci telefonu. Samotné měření proběhlo v laboratoři biomechaniky Fakulty sportovních studií, kde je zařízení MIE MT 20 dostupné. Následovalo statistické vyhodnocení dat a interpretace výsledků měření jednotlivými mobilními telefony.

3.2 Použitá měřící zařízení a software

Pro potřeby naší práce jsme se rozhodli porovnat měření tří mobilních telefonů ve vztahu k referenčnímu tříosému akcelerometru. Na základě dostupnosti jsme vybrali tři zařízení různých značek. Zařízení mají srovnatelně výkonný procesor a další katalogově udávané parametry. Zajímá nás však, zda bude možné diagnostikovat vliv specifické hardwarové konfigurace jednotlivých zařízení na přesnost a výsledky měření. Vybrané telefony patří mezi finančně dostupné modely střední třídy, která je na českém trhu dominantně zastoupena.

Měření tedy byla provedena na následujících mobilních telefonech: Sony Xperia Miro, Samsung Galaxy Ace a Vodafone Smart II.

3.2.1 Sony Xperia Miro

Technická specifikace zařízení (Měchura, 2012):

rozměry a hmotnost: 113 x 59 x 9,9 mm, 110 g

displej: 3,5“, kapacitní TFT LCD, 320 x 480, 165 DPI
sítě: GSM, WCDMA, GPRS, EDGE, HSPA
konektivita: microUSB, WiFi 802.11, Bluetooth, GPS
paměť: 4000 MB, microSDHC
RAM: 512 MB
baterie 1500 mAh
procesor: Qualcomm MSM7225A (1x Cortex-A5, 800 MHz, 45nm)
operační systém: Google Android 4.0 (Ice Cream Sandwich)
fotoaparát: 5 MPx (2592 x 1944), video (640 x 480), autofocus, blesk

Technická specifikace 3D senzoru:

Typ: Bosh BMA 250 tříosý akcelerometr
spotřeba: 0,200 mA
rozsah tíhového zrychlení: 19,613 * **g** (m/s^{-2})
minimální zpoždění: 0 µs

3.2.2. Samsung Galaxy Ace

Technická specifikace zařízení (Chroust, 2012):

rozměry a hmotnost: 112 × 60 × 12 mm, 113 g
displej: 3,5", kapacitní TFT LCD, 320 × 480, 165 DPI
sítě: GSM, WCDMA, GPRS, EDGE, HSPA (7,2|0,384 Mb/s)
konektivita: microUSB, Wi-Fi 802.11, Bluetooth, GPS
paměť: 158 MB, microSDHC
RAM: 278 MB
baterie: 1 350 mAh
procesor: Qualcomm MSM7227 (1× ARM1136, 800 MHz, 65nm)
operační systém: Google Android 2.2 (Froyo)
fotoaparát: 5MPx (2 592 × 1 944), video (640 × 480), blesk

Technická specifikace 3D senzoru:

typ: Bosh Sensortec BMA 222 Acceleration sensor

spotřeba: 0,100 mA
rozsah hodnoty tíhového zrychlení: 19,613 * **g** (m/s^{-2})
minimální zpoždění: 10000 µs

3.2.3 Vodafone Smart II.

Technická specifikace zařízení (Herodek, 2012):

rozměry a hmotnost: 109 × 58 × 12,4 mm, 120 g
displej: 3,2", kapacitní TFT LCD, 320 × 480, 180 DPI
sítě: GSM, WCDMA, GPRS, EDGE, HSPA
konektivita: microUSB, Wi-Fi 802.11, Bluetooth, GPS
paměť: 150 MB, microSDHC
RAM: 512 MB
baterie: 1 200 mAh
procesor: Broadcom BCM21552 (1× ARM1136, 832 MHz, 65nm)
operační systém: Google Android 2.3 (Gingerbread)
fotoaparát: 3MPx (2 048 × 1 536), video, blesk

Technické specifikace 3D senzoru:

Typ: Bosh BMA 222 tříosý akcelerometr
spotřeba: 3 mA
rozsah: 22,555 * **g** (m/s^{-2})
minimální zpoždění: 20 µs

3.2.4 MIE MT20 biomedicínský telemetrický systém

MT20 je biomedicínský telemetrický systém vyrobený firmou MIE Medical Research Ltd. Jedná se o dvacetikanálový přístroj, který využívá nejnovější technologii ke sledování fyziologických nebo mechanických proměnných s maximem všestrannosti a minimalizací rušivých elementů. Ačkoli je koncipovaný jako EMG nebo i EKG monitor, může být použit s jakýmkoliv jiným snímačem, nebo kombinací snímačů, které poskytují analogový nebo digitální výstup. V našem případě byl využit tříosý akcelerometr.

Vysílací jednotka (obr. 8) je uložena v páse připevňovaném kolem pasu. Tato jednotka je vhodná pro aplikace, kde by kabelové vedení bylo překážkou pro subjekt a vyšetřovatele. Jelikož je každý ze zaznamenávacích kanálů nezávislý na ostatních, může být použit v kombinaci s ostatními snímači, např. EMG, EKG, elektrogoniometry, akcelerometry a nožními spínači. Použitelný rozsah vysílače je přes 50 metrů, ale může být i zvýšen použitím stejnosměrných řídících antén na přijímači. Vysílač běží z dobíjitelné 3,7 V baterie. Data jsou ukládána na mikro SD kartu.

Obr. 8 - Vysílací jednotka zařízení MIE MT20

Technické specifikace:

- 16 analogových kanálů + 4 digitální kanály
- 24bitové rozlišení
- uživatelsky programovatelná vzorkovací frekvence 20 000 Hz/počet použitých kanálů
- možnost výměny baterie za provozu umožňuje neurčitě dlouhý přenos bez ztráty dat
- nejmenší kompaktní vysílací jednotka na trhu

Možnost použití senzorů:

- EMG subminiaturní předzesilovače
- Elektro-goniometry
- akcelerometry (jednoosý, dvojosý, tříosý)
- nožní kontaktní spínač

- senzory na míru volitelně - např. extenzometr, respirační rychlost, teplota atd.

3.2.5 Využitý sofware

Před samotným měřením jsme provedli rešerši dostupných a pro naše měření vhodných programů. Při vyhledávání vhodné aplikace jsme našli programy, které zaznamenávají data na principu výpočtu spálených kalorií. Takto koncipované výstupy však nejsou pro nás použitelné z důvodu nemožnosti srovnání měřených dat s referenčním zařízením.

Pro měření pomocí mobilního telefonu jsme po zvážení všech souvislostí vybrali aplikaci Accelerometr monitor, který funguje v operačním systému Android. Tento nástroj je schopen pomocí dat z integrovaného 3D senzoru zobrazit hodnoty zrychlení ve všech třech osách v reálném čase. Důvodem výběru tohoto programu byl dále především bezproblémový numerický výstup ukládaných dat, který se dal standardními metodami transformovat do formátu využitelném pro statistické zpracování.

Pro záznam a zpracování výstupů z referenčního akcelerometru Mie MT20 jsme použili program MyoDat od firmy MIE Medical Research Ltd, která je zároveň výrobce snímacího zařízení.

3.3 Laboratorní měření

Před samotným měřením jsme se zaměřili na kalibraci mobilních telefonů. Kalibrace proběhla vždy ve směru všech tří os, tedy x, y a z. Hodnota měření v ose kolmé k vodorovné podložce by měla dosahovat hodnoty tíhového zrychlení.

Tíhové zrychlení se rovná rychlosti, kterou nabývá těleso na povrchu Země za jednu sekundu volného pádu ve vakuu. Kromě gravitačního zrychlení zahrnuje tíhové zrychlení i odstředivé zrychlení, které vzniká v důsledku otáčení Země kolem své osy.

Tíhové zrychlení má menší hodnotu na rovníku než na pólech. V naší zeměpisné šířce dosahuje hodnoty přibližně 9,81 m/s^2, konkrétně pro Brno je to 9,81275 m/s^2.

Při kalibraci zařízení nás také zajímala průměrná vzorkovací frekvence, která může ovlivnit rychlost ukládání naměřených dat. Další hodnotou, kterou jsme při kalibraci telefonů získali, je směrodatná odchylka času pro jednotlivý snímací interval, která odhaluje nepravidelnost snímání a ukládání dat. To může v reálných podmínkách souviset s hardwarovou konfigurací mobilního telefonu.

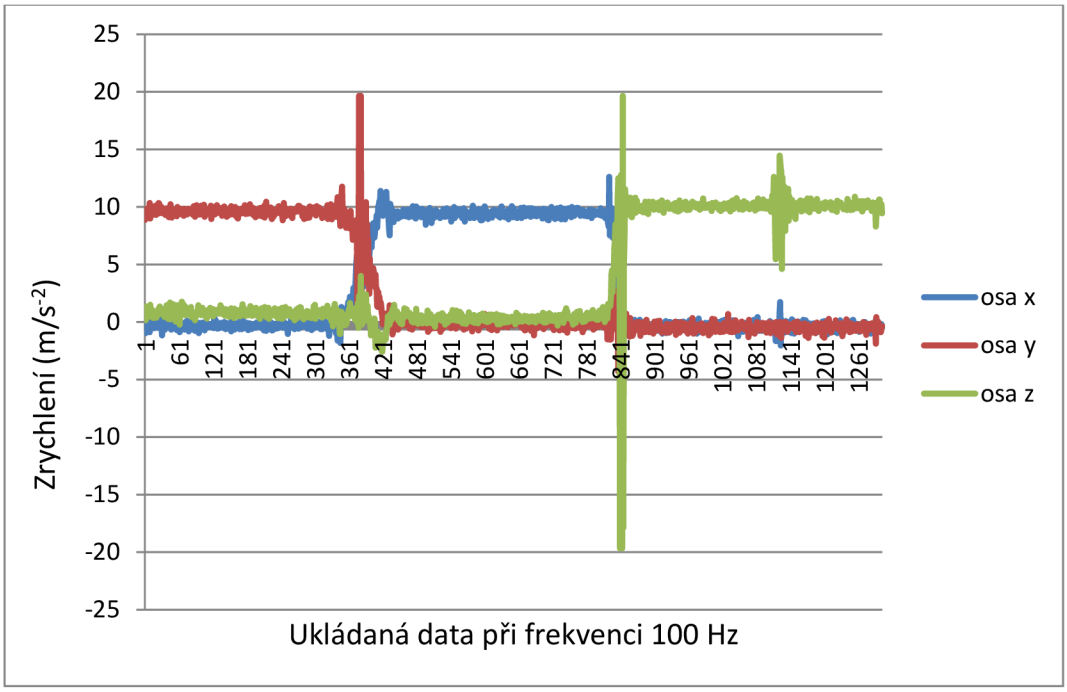
3.3.1 Kalibrace telefonu Sony Xperia Miro

Telefon Sony Xperia Miro dosáhl při kalibraci nejvyšší shody s hodnotou tíhového zrychlení (graf 2). Téměř přesné hodnoty jsme naměřili ve všech třech osách (tab. 2).

Průměrná vzorkovací frekvence tohoto zařízení byla 100 Hz, čemuž odpovídá čas pro jednotlivý snímaný interval 10,04149 ms se směrodatnou odchylkou 1,092382 ms.

Tab.2 - Kalibrace telefonu Sony Xperia Miro

		Zrychlení v jednotlivých osách v m/s^{-2}		
		x	**y**	**z**
Reálné hodnoty v m/s^{-2}	**x**	**9,443661**	-0,29827	-0,36149
	y	-0,13709	**9,595605**	-0,47988
	z	0,338632	0,829517	**10,07746**



Graf 2 - Hodnoty kalibrace telefonu Sony Xperia Miro

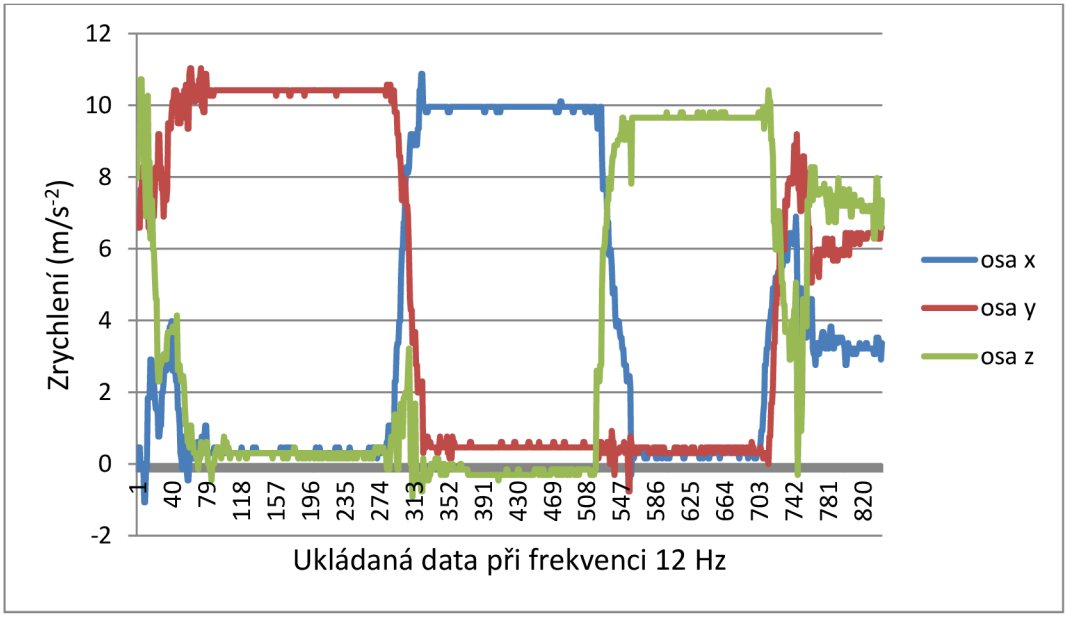
3.3.2 Kalibrace telefonu Samsung Galaxy Ace

Zařízení Samsung Galaxy Ace prokázalo při kalibraci poměrně vysokou přesnost měření (tab. 3). Naměřené hodnoty se téměř shodují s hodnotami tíhového zrychlení ve všech třech osách (graf 3).

Průměrná vzorkovací frekvence telefonu byla 45 Hz. To odpovídá času 21,81679 ms pro jednotlivý snímaný interval, přičemž směrodatná odchylka měla hodnotu 4,773978 ms. To poukazuje na větší nepravidelnost ukládání dat, čímž mohou být značně ovlivněny hodnoty získávaných dat u měření reálného pohybu. Proto jsme se rozhodli pro následné laboratorní měření využít nižší frekvence ukládání dat. Tuto frekvenci jsme tedy snížili dle možností nastavení přístroje z 45 Hz na 12 Hz.

Tab. 3 - Hodnoty kalibrace telefonu Samsung Galaxy Ace

		Zrychlení v jednotlivých osách v m/s^{-2}		
		x	**y**	**z**
Reálné hodnoty v m/s^{-2}	**x**	**9.94988079470199**	0.326264900662251	0.393770992366411
	y	0.473205298013246	**10.4139337748345**	0.372564885496184
	z	-0.241152317880794	0.283715231788079	**9.64010687022902**



Graf. 3 - Hodnoty kalibrace telefonu Samsung Galaxy Ace

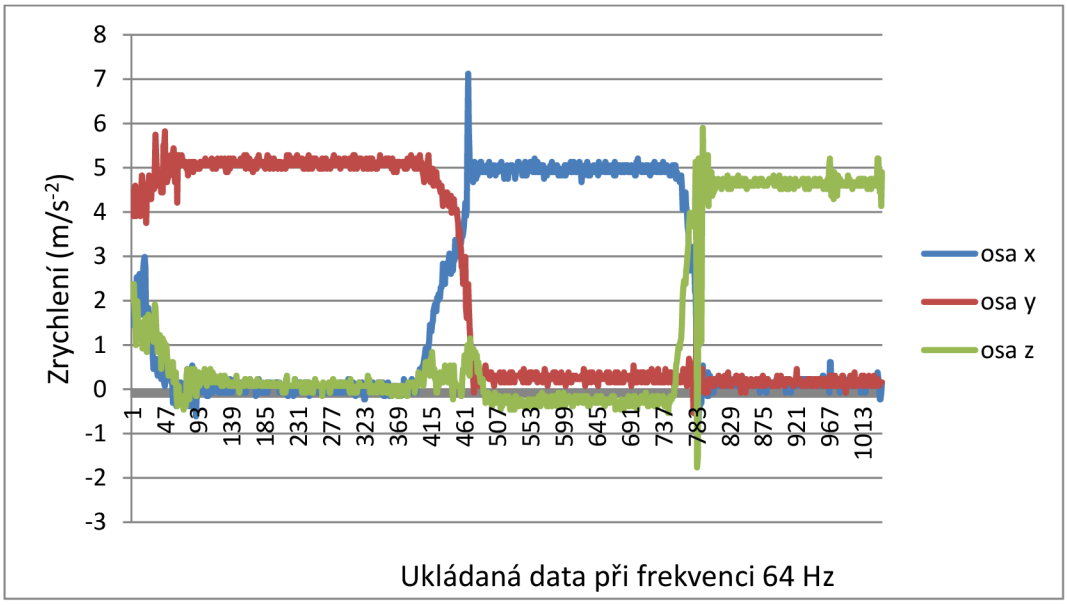
3.3.3 Kalibrace telefonu Vodafone Smart II.

Při kalibraci tohoto zařízení se ukázalo, že hodnoty ze všech tří os neodpovídají reálným hodnotám tíhové zrychlení (graf 4). Hodnoty získané při kalibraci tíhového zrychlení dosahovaly cca poloviční numerické velikosti v porovnání se známou reálnou hodnotou tíhového zrychlení, což ukazuje buď na nepřesnost senzoru nebo na chybnou hardwarovou interpretaci měřených dat pro řídící software telefonu. Naopak ze všech tří zařízení byly nejpřesněji naměřeny hodnoty blížící se nule v osách kolmých na osu tíhového zrychlení (tab. 4).

Průměrná vzorkovací frekvence byla 64 Hz, což odpovídá času 15,62687 ms pro jednotlivý snímaný interval, směrodatná odchylka u tohoto intervalu činila 1,904453 ms.

Tab. 4 - Hodnoty kalibrace telefonu Vodafone Smart II.

		Zrychlení v jednotlivých osách v m/s^{-2}		
		x	**y**	**z**
Reálné hodnoty v m/s^{-2}	**x**	**4.96943781094529**	0.030442231075697	0.126458015267176
	y	0.264422885572139	**5.10335059760958**	0.160931297709924
	z	-0.270895522388059	0.110685258964144	**4.65835877862596**



Graf. 4 Hodnoty kalibrace telefonu Vodafone Smart II.

3.3.4. Měření výdrže baterie u jednotlivých mobilních telefonů

Vzhledem k tomu, že při použití programu Accelormeter monitor není možné pracovat v režimu „stand by“, a při měření je tedy po celou dobu zapnutá obrazovka mobilního telefonu, jsme změřili po jak dlouhou dobu jsou zařízení schopna v tomto režimu pracovat (tab.5)

Tab. 5 Doba výdrže akumulátoru jednotlivých zařízení

Sony Xperia Miro	7 hodin 5 minut
Samsung Galaxy Ace	6 hodin 20 minut
Vodafone Smart II.	5 hodin 42 minut

Měření jsme prováděli u plně nabitého telefonu, kdy byla spuštěna pouze tato aplikace a byly zakázány automatické synchronizace aplikací a vypnuty datová připojení a GPS.

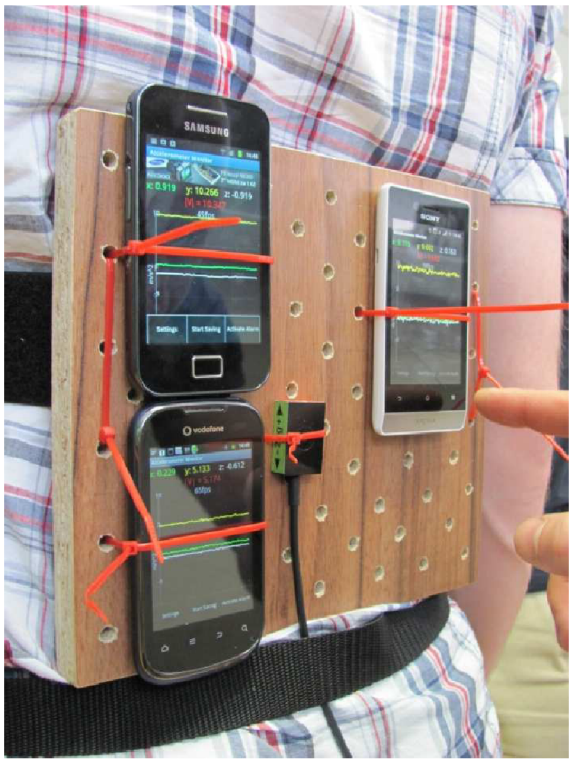
3.4 Akcelerometrické srovnávací testování

Jako pohybovou aktivitu, při které probíhal monitoring a záznam dat, jsme pro naše měření vybrali chůzi. Jedná se o nejběžnější pohybový stereotyp a u většiny populace tvoří největší část pohybového vytížení během dne. Jak již bylo uvedeno výše, tato pohybová aktivita je vhodná téměř pro každého a je velmi nenáročná na vybavení.

Před jednotlivým měřením jsme vždy nejdříve ověřili frekvenci ukládání dat v mobilním telefonu a poté zadali stejnou hodnotu frekvence i v nastavení referenčního akeclerometru. Tuto variantu jsme zvolili kvůli předpokládanému výraznému usnadnění statistického zpracování a následné interpretaci získaných dat.

Při prvním měření jsme umístili všechny zařízení na dřevěnou desku (obr. 8) o rozměrech 20 x 20 cm, kterou měl proband během testu stabilně připevněnu na zádech v oblasti bederní páteře. Tato konfigurace zajistila, že se na zařízení přenášely stejné podněty ve všech třech osách snímání. Vzhledem k následnému zjištění, že každý telefon ukládá data jinou frekvencí, bylo z hlediska zpracování a interpretace výsledků výhodnější provést každé měření jednotlivými mobilními zařízeními zvlášť. Na desku byl tedy umístěn vždy pouze jeden smartphone a akcelerometr MIE MT 20, který měl nastavenou stejnou frekvenci snímání, jako

telefon. Po ukončení měření byla data ze všech použitých zařízení exportována do programu Microsoft Excel.



Obr. 8 Umístění měřících zařízení na desce při prvním měření

3.5 Matematicko-statistické zpracování získaných dat

Naměřené hodnoty při kalibraci mobilních telefonů jsme statisticky zpracovali pomocí aritmetických průměrů a směrodatných odchylek. Tím jsme zjistili, jaká byla průměrná vzorkovací frekvence každého přístroje. Směrodatná odchylka nám poskytla údaj o pravidelnosti zápisu dat.

Pro vyhodnocení dat získaných při testování chůze jsme předpokládali využití standardních statistických metod pro porovnání dvou souborů. Při samotném zpracování jsme však zjistili, že vliv chyby při ukládání dat v mobilních zařízeních je natolik významný, že způsobuje již po velmi krátkém časovém úseku záznamu časovou disharmonii zaznamenávaných dat, což znemožnilo standardních porovnávacích metod. Z tohoto důvodu jsme se po konzultaci s odborníky rozhodli pro porovnání dat pomocí alternativních metod – Euklidovská vzdálenost dvou křivek, plocha pod křivkou a geometrický průměr.

3.5.1 Kritéria podobnosti naměřených dat

Pro určení vzdálenosti dvou křivek jsme stanovili 3 kritéria, která různým způsobem definují jejich vzájemnou vzdálenost. Na základě těchto kritérií budeme posuzovat přesnost jednotlivých zařízení s certifikovaným/kalibrovaným přístrojem

Euklidovská vzdálenost dvou křivek

Pro naše potřeby definujeme vzdálenost dvou křivek jako standardní euklidovskou vzdálenost dvou bodů v rovině. Vzhledem k synchronizaci signálů porovnáváme y souřadnice dvou signálů ve stejném čase.

$$d = \sqrt{\sum_{i=1}^{n} (y_1 - y_2)^2}$$

Tento způsob výrazně umocňuje (kvadraticky) rozdíly, vzdálenosti v y souřadnici. Čím více se hodnota blíží číslu 0, tím bližší je vzdálenost jednotlivých křivek.

Plocha pod křivkou, určitý integrál

Určitý integrál nezáporné funkce jedné proměnné *f*(*x*) mezi dvěma body *a*, *b* je roven ploše obrazce omezeného přímkami *x*=*a*, *x*=*b*, osou *x* a křivkou definovanou grafem funkce *f*. Formálněji řečeno, takový integrál je roven míře množiny *S* definované jako

$$S = \{(x, y) \in \mathbb{R}^2 : a \leq x \leq b, 0 \leq y \leq f(x)\}$$

Integrál se značí jako $\int_a^b f(x)\,\mathrm{d}x$, kde znaménko ∫ značí integrování, *a* a *b* jsou integrační meze (jen u určitého integrálu), *dx* označuje proměnnou, podle které se integruje.

Plocha pod křivkou definuje vzdálenost jako obyčejný rozdíl příslušných y souřadnic synchronizovaných signálů. Čím menší je rozdíl v absolutní hodnotě, tím více jsou si křivky podobné.

Geometrický průměr

Tato míra je definovaná jako n-tá odmocnina ze součinu

$$d_g = \sqrt[n]{y_1 \cdot y_2 \cdot \ldots \cdot y_n}$$

Pro naše účely porovnáváme vzdálenost jako geometrický průměr z poměrů příslušných y souřadnic dvou signálů. Reagujeme tak na odlišné vlastnosti měřících čipů v přístrojích, kdy tyto vykazují stejný trend (výrazně zvýšený signál), ale v poměrně odlišné intenzitě. Snažíme se touto mírou redukovat nepřesnost měření v y souřadnici, s důrazem na zachování změny trendu v signálu.

Všechna kritéria postihují jiné aspekty vzdálenosti a přisuzují jinou váhu nalezeným odlišnostem. Čím více se výsledek blíží hodnotě 1, tím je měření zařízení v porovnání s referenčním přesnější.

3.5.2 Kritéria validity naměřených dat

Při kalibraci mobilních telefonů se ukázalo, že hodnoty ze všech tří os u zařízení Samsung Galaxy Ace a Sony Xperia Miro téměř odpovídají reálné numerické velikosti tíhového zrychlení. U telefonu Vodafone Smart II. byly tyto hodnoty prakticky poloviční. Na základě těchto informací předpokládáme, že při statistickém srovnání grafického výstupu mobilního telefonu Vodafone Smart II. a referenčního zařízení MIE MT 20 nebudou výsledky požadovanou vypovídací hodnotu.

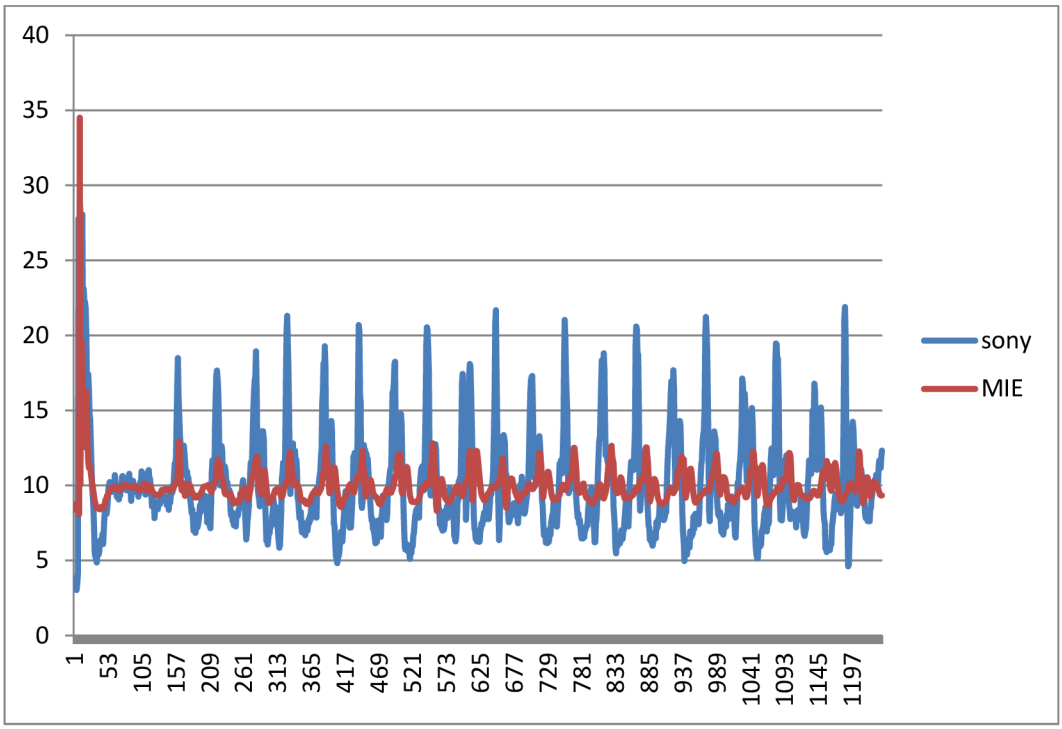
Validitu naměřených dat může ovlivnit také vzorkovací frekvence jejich ukládání. U telefonu Samsung Galaxy Ace byla vzorkovací frekvence 45 Hz, což odpovídá času 21,81679 ms pro jednotlivý snímaný interval, přičemž směrodatná

odchylka měla hodnotu 4,773978 ms. Při tak vysoké odchylce dochází při ukládání dat k časové disharmonii a tím k výraznému ovlivnění výsledku měření, proto byla použita při srovnávacím testování nižší záznamová frekvence.

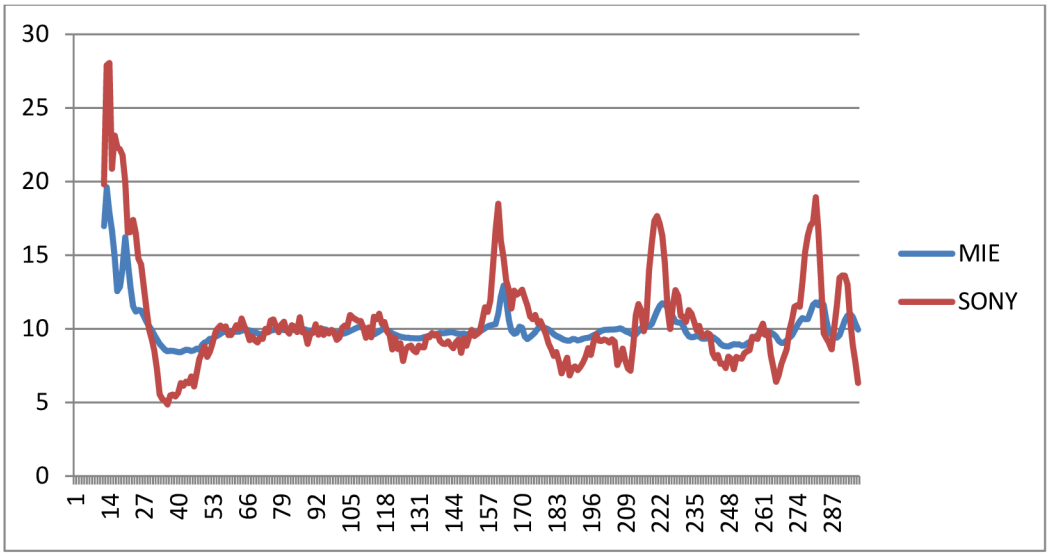
3.6 Výsledky měření

Vzhledem k tomu, že při měření docházelo vlivem nerovnoměrného ukládání dat k časové disharmonii vzhledem k referenčnímu přístroji, rozhodli jsme se porovnat naměřená data v prvních třech sekundách pohybové aktivity, v našem případě chůze.

Sony Xperia Miro



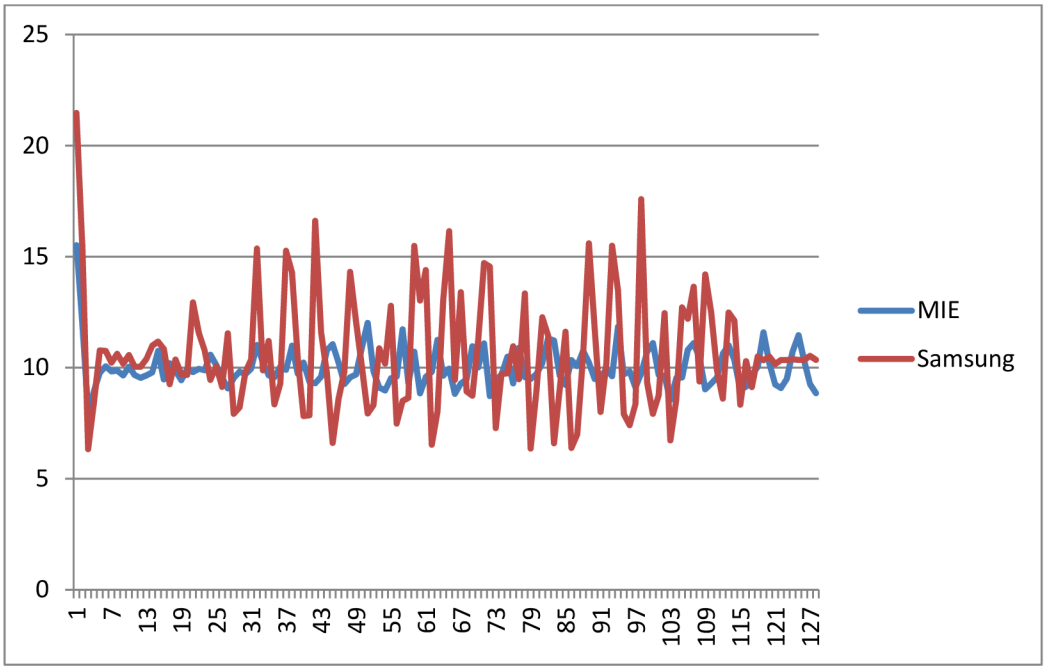
Graf 5 - Porovnání měření zařízení MIE a Sony Xperia Miro – celé měření



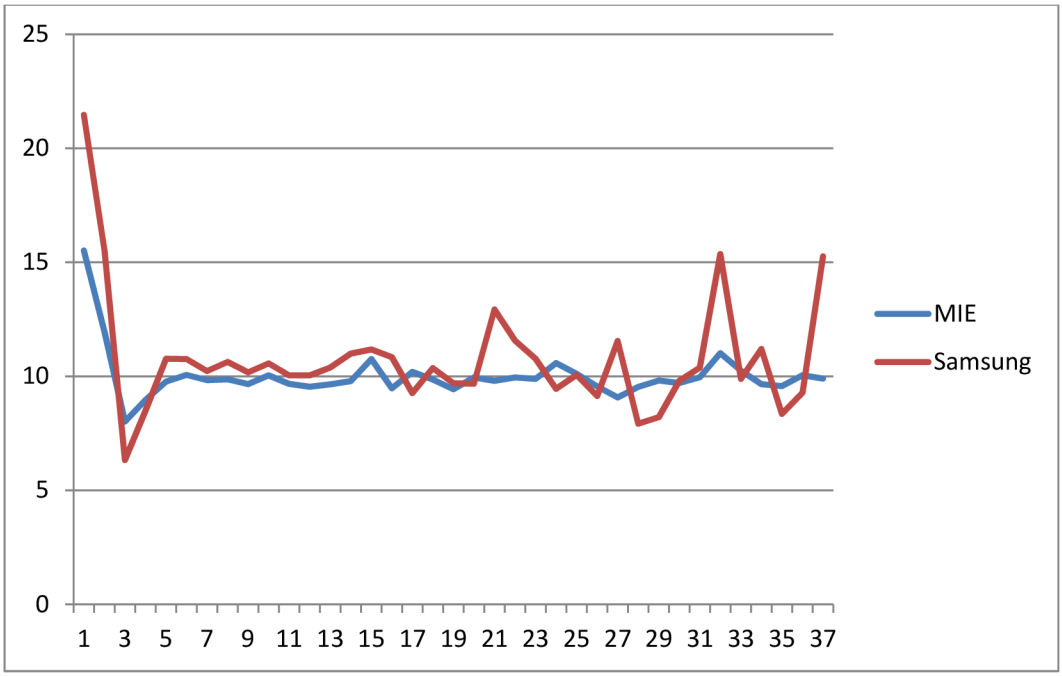
Graf 6 - Porovnání měření zařízení MIE a Sony Xperia Miro – první 3 s měření

Při porovnání dat pomocí statistických metod u telefonu Sony Xperia Miro jsme došli k hodnotám Euklidovské vzdálenosti 39,97, absolutní hodnota rozdílu ploch pod křivkou byla 110,09 a geometrický průměr 1,002. To znamená, že výstupy měření jsou srovnatelná s výstupy referenčního zařízení.

Samsung Galaxy Ace



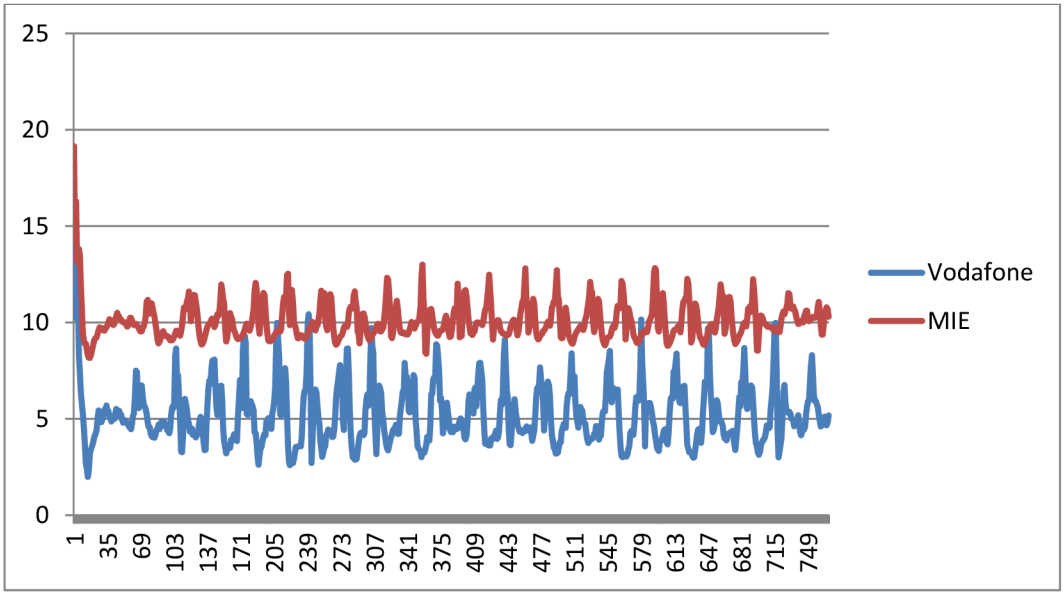
Graf 7 - Porovnání měření zařízení MIE a Samsung Galaxy Ace – celé měření



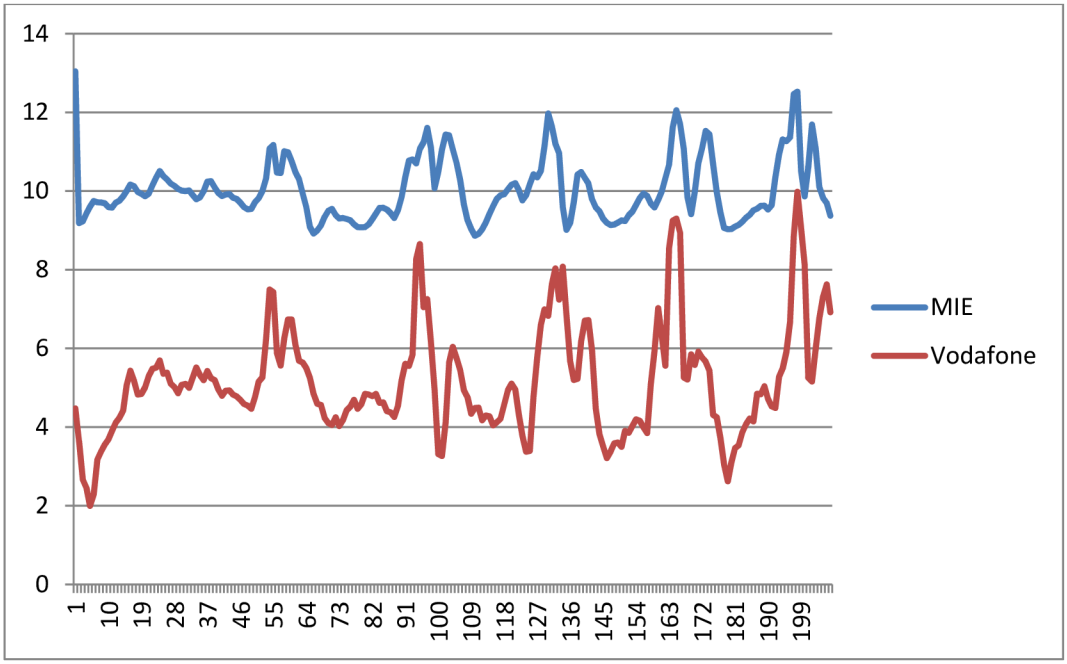
Graf 8 - Porovnání měření zařízení MIE a Samsung Galaxy Ace – první 3 s měření

U tohoto telefonu měla Euklidovská vzdálenost dvou křivek hodnotu 11,75, absolutní hodnota rozdílu ploch pod křivkou měla numerickou velikost 1,07 a geometrický průměr byl 1,056. Hodnoty naměřené pomocí tohoto zařízení jsou srovnatelné se zařízením MIE MT 20.

Vodafone Smart II.



Graf 9 - Porovnání měření zařízení MIE a Vodafone Smart II. – celé měření



Graf 10 - Porovnání měření zařízení MIE a Vodafone Smart II. – první 3 s měření

Při porovnání dat pomocí statistických metod u telefonu Vodafone Smart II. jsme došli k hodnotám Euklidovské vzdálenosti 71,98, absolutní hodnota rozdílu ploch pod křivkou byla 1010,75 a geometrický průměr 2,008. U tohoto

zařízení byla naměřená data při srovnávacím testování oproti předchozím dvou mobilním telefonům nejméně přesná.

4. Diskuse

Během laboratorního měření za pomocí mobilních telefonů a referenčního akcelerometru jsme zjistili některé zásadní problémy, které by mohly ovlivnit ať už naměřené hodnoty nebo samotné praktické využití těchto zařízení.

Jedním ze stěžejních problémů byla samotná kalibrace přístroje, kdy se ukázalo, že hodnoty ze všech tří os u zařízení Samsung Galaxy Ace a Sony Xperia Miro téměř odpovídají reálným hodnotám tíhového zrychlení. Naopak u telefonu Vodafone Smart II. tyto hodnoty dosahovaly přibližně poloviční numerické velikosti v porovnání s reálnou hodnotou tíhového zrychlení. Na základě konzultací s odborníky v oboru informační a komunikační technologie předpokládáme, že problém může být v nepřesném měření senzoru nebo v chybné interpretaci dat pro řídící software telefonu. Této chybné interpretaci by se dalo předejít manuální kalibrací. Pro uživatele by to znamenalo, že by musel před prvním použitím softwaru pro monitoring akcelerometrie či pohybové aktivity přesně zkalibrovat toto zařízení. Software by po této kalibraci snadno transformoval naměřená data na reálné hodnoty zrychlení.

Jako další nevýhoda se jeví nemožnost práce aplikace při „stand by“ módu. To má vliv jednak na výdrž baterie, ale také hrozí riziko náhodného vypnutí či jiného zásahu do aplikace. Bylo by tedy třeba upravit snímací software tak, aby činnost 3D senzoru nebyla přerušena v režimu „stand by“ a aby ten odesílal nadále procesoru naměřená data. Aplikace by tedy běžela na pozadí, čímž by se zvýšila možnost využití programu. To by též mělo pozitivní vliv na využitelnost telefonu pro další aktivity při reálném zatížení a nezkracovalo reálnou dobu provozu na akumulátor.

Při našem měření jsme dále mimo jiné zjistili, že využitelnost naměřených dat může ovlivnit vzorkovací frekvence při jejich ukládání. Pomocí statistických metod jsme vypočítali, že u některých telefonů je směrodatná odchylka doby ukládání dat v ms poměrně velká. Tím je snížena kvalita a možnost jejich dalšího využití. Je tedy velice důležité, aby bylo zařízení schopno ukládat data a pracovat s nimi v takové frekvenci, při které snímá měřené hodnoty v pravidelných

intervalech bez výraznějších odchylek. Musíme tedy určit takovou monitorovací frekvenci, při níž nedochází k výraznějším odchylkám v časovém intervalu ukládání dat. Také zde by se tento problém dal vyřešit softwarově a bylo by tedy třeba, aby ovládací program při instalaci diagnostikoval a vyhodnotil takovou frekvenci ukládání dat, při které jsou odchylky délky intervalů minimální.

Na přesnosti naměřených dat se může také projevit práce na telefonu, konkrétně např. telefonní hovor či psaní sms. Tento faktor však lze při toleranci určité chyby zanedbat, neboť průměrný hovorový čas se pohybuje na hranici cca 5 hodin za měsíc. V porovnání dobou monitoringu pohybové aktivity, která by měla být totožná s dobou bdělosti jedince, se tak jedná a poměrně krátký časový interval. Navíc se domníváme, že část otřesů generovaných pohybovou aktivitou bude přenášena na zařízení i během telefonování či jiné činnosti.

Dalším aspektem, který by mohl ovlivnit kvalitu získávaných dat je umístění telefonu. Každý uživatel preferuje jiné místo uložení telefonu. Někteří nosí telefon v kapse u kalhot, či v pouzdře na opasku, jiní v batohu. K tomu, aby se daly zjistit relevantní údaje by muselo být zařízení transportované pouze na jednom určeném místě, což může ovlivnit uživatelský komfort. Jsme si vědomi toho, že jednoúčelová zařízení přímo určená pro monitoring pohybové aktivity, např. Tritac zvyšují uživatelský komfort a standardizaci změřených dat. Akcelerometr je možné upevnit na zápěstí jako hodinky a tím odpadá starost s jeho uložením. Nicméně cena těchto zařízení se pohybuje řádově kolem 1 000 euro, což pro velkou část populace představuje neakceptovatelnou částku. Naproti tomu, mobilní telefon vlastní v dnešní době téměř každý. Možnost monitoringu pohybové aktivity by tedy představovala pro majitele zařízení, které pořizuji primárně za jiným účelem, pozitivní benefit.

Také problematika porovnání dat změřených mobilním telefonem a referenčním zařízením byla výrazně komplikovanější, než jsme předpokládali. Jak již bylo uvedeno, ukládání dat na mobilním telefonu nedrželo zcela stejnou frekvenci, což způsobilo, že se po velmi krátké době data z mobilního telefonu a z referenčního zařízení časově rozcházela, tudíž bylo problematické porovnat výsledky s využitím standardních statistických metod. Proto byly na základě

konzultace s odborníkem zvoleny tři alternativní metody porovnání dat – Euklidovská vzdálenost, plocha pod křivkou a geometrický průměr. Jejich použití bylo vhodné z toho důvodu, že nejsou tolik závislé na linearitě záznamu dat, ale pracují s nimi na základě grafického výstupu. Empiricky jsme zjistili, že křivky měření mobilního telefonu a referenčního zařízení jsou podobné, ale u reálných dat došlo k časové disharmonii. I přesto vykazovaly telefony značky Samsung a Sony poměrně přesné datové výstupy v porovnání s referenčním zařízením.

Na základě statistického vyhodnocení podobnosti jednotlivých křivek se dá předpokládat, že přesnost měření pomocí telefonů značek Sony a Samsung je dostatečná. U zařízení značky Vodafone se ukázalo, byla odchylka významná, což bylo způsobeno hardwarovou nebo softwarovou chybou.

5. Závěr

V naší práci jsme se zabývali problematikou možnosti využití současných mobilních telefonů pro monitoring pohybové aktivity. Pro tuto problematiku jsme využili porovnání dat z měření několika různých smartphonů a tyto výsledky jsme porovnávali vůči referenčnímu zařízení, za které bylo zvoleno MIE MT 20.

Při statistickém zpracování jsme zjistili vysokou podobnost dat naměřených mobilními telefony značky Sony a Samsung s referenčním zařízením MIE MT 20. U telefonu značky Vodafone, byla odchylka významná.

Přesto že statistické výsledky porovnání mobilních zařízení vůči referenčnímu laboratornímu vybavení vyšly poměrně pozitivně, narazili jsme během našeho výzkumu na několik úskalí. Zejména se jedná o nutnost kalibrace zařízení a nalezení pravidelné vzorkovací frekvence ukládání dat. Další problematickou oblastí může být životnost vestavěného akumulátoru v zařízení a způsob transportu na těle uživatele. Přesto se ale domníváme, že využití moderních mobilních telefonů by mohlo přinést poměrně velkou výhodu při možnosti monitoringu pohybové aktivity. Tu spatřujeme ve faktu, že téměř každý jedinec používá mobilní telefon a nosí jej neustále u sebe.

Toto zařízení by se proto dalo používat při vhodné optimalizaci software a při zodpovědném přístupu uživatele pro celodenní monitoring pohybové aktivity.

Seznam použitých zdrojů

Čeledová, L. (2010). *Výchova ke zdraví: Vybrané kapitoly.* Praha, Czech Republic: Grada.

Véle, F. (2006). Kineziologie: *Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy.* Praha, Czech Republic: Triton.

Brettschneider, W., Naul, R. (2004). *Study on young people's lifestyles and sedentariness and the role of sport in the context of education and as a balance.* Germany: Paderborn.

Paulík, L. (2010.) *Psychologie lidské osobnosti.* Praha Czech republic: Grada.

Mužík, V. (2007). *Výživa a pohyb jako součást výchovy ke zdraví na základní škole.* Brno, Czech republic: Paido.

Dobšák, P. (2009). *Klinická fyziologie tělesné zátěže: Vybrané kapitoly pro bakalářské studium fyzioterapie.* Brno, Czech republic: Masarykova univerzita.

Stejskal. P. (2004). *Proč a jak se zdravě hýbat.* Břeclav, Czech republic: Prsstempus.

Dobrý,L.; Čechovská, I.; Kračmar, B.; Psotta R. & Süss, V. (2009). Kinantropologie a pohybové aktivity. In Mužík, V.; Süss, V. (eds.) *Tělesná výchova a sport mládeže v 21. století*, 1. vydání (pp. 8 – 16) Brno, Czech republic: Masarykova univerzita.

Pokorný, I., (1994). *Zdravotní tělesná výchova pro 1. stupeň základní školy.* Ústní nad Labem, Czech Republic: Univerzita J. E. Purkyně.

Gross, J. M.; Fetto, J. & Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu.* Praha, Czech Republic: Triton.

Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and pathological function.* USA: SLACK.

Kolář, P.; Bitnar, P.; Dyrhonová, O.; Horáček, O.; Kříž, J.; Adámková, M. … Zumrová, A. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha, Czech Republic: Galén.

Pužmanová, R. (2006). *Moderní komunikační sítě od A do Z: technologie pro datovou, hlasovou a multimediální komunikaci*. Brno, Czech Republic: Computer Press.

Elektronické zdroje

Novotný, J. (2012 – 2013). *Zdraví a pohybová aktivita.* Retrieved from http:// http://www.fsps.muni.cz/impact/zdravi-a-pohybova-aktivita/ (accessed March 28, 2013).

Stejskal, P. (2012 – 2013). *Patofyziologie tělesné zátěže*. Retrieved from http://www.fsps.muni.cz/impact/patofyziologie-telesne-zateze/ (accessed March 30, 2013)

How a smartphone knows up from down. Retrieved from http://www.engineerguy.com/elements/videos/video-accelerometer.htm (accessed April 27, 2013)

History of cell phones. Retrieved from http://library.thinkquest.org/04oct/00047/historycell.htm (accessed March 15, 2013)

Rambousek, A. (2003). *Historie mobilní komunikace*. Retrieved from http://www.fi.muni.cz/usr/jkucera/pv109/2003/xrambous_index.htm (accessed March 16, 2013).

Macek, J.; Hluší, E. (2012). *Jak se psala historie mobilních telefonů u nás*. Retrieved from http://extrapc.cnews.cz/jak-se-psala-historie-mobilnich-telefonu-ve-svete-i-u-nas (accessed March 16, 2013)

Kovařík, D. (2012). *Operační systém v telefonu aneb nahlédněte do světa smartphonů*. Retrieved from http://mobilizujeme.cz/clanky/operacni-system-v-telefonu-aneb-nahlednete-do-sveta-smartphonu-vedecke-okenko/ (accessed March 17, 2013)

Vokáč, L. (2012). *Smartphonům je 20 let. Projděte si jejich historii*. Retrieved from http://mobil.idnes.cz/smartphonum-je-20-let-projdete-si-jejich-historii-fus-/mob_tech.aspx?c=A121028_220246_mob_tech_vok (accessed March 20, 2013)

Měchura, M. (2012). *Sony Xperia Miro: hlavní argumentem je cena*. Retrieved from http://www.mobilmania.cz/clanky/sony-xperia-miro-hlavnim-argumentem-je-cena-recenze/sc-3-a-1322487/default.aspx (accessed March 25, 2013).

Herodek, M. (2012). *Vodafone Smart II.: šestnáctkrát jinak*. Retrieved from http://www.mobilmania.cz/clanky/vodafone-smart-ii-sestnactkrat-jinak-recenze/sc-3-a-1321196/default.aspx (accessed March 25, 2013).

Chroust, M. (2011). *Samsung Galady Ace: eso mezi Androidy*. Retrieved from http://www.mobilmania.cz/clanky/samsung-galaxy-ace-eso-mezi-androidy-test/sc-3-a-1316077 (accessed March 25, 2013)

Resumé

Cílem této práce bylo zjištění možnosti využití zařízení typu smartphone pro monitoring pohybové aktivity. Na základě literární rešerše a konzultace s odborníky byla vybrána vhodná testovací zařízení a software. V laboratorních podmínkách jsme poté provedli srovnávací měření mobilních telefonů a referenčního přístroje MIE MT 20.

Výsledky měření jsme vyhodnotili a porovnali empiricky i pomocí matematicko-statistických metod.

V praktické části práce jsme se dále pokusili popsat pozitivní i limitující faktory terénního měření pomocí zařízení typu smartphone a možné uplatnění těchto zařízení pro širší monitoring dat vztahujících se k pohybové aktivitě současné populace.

Summary

The aim of the work was to survey possible use of smartphone devices for movement activities monitoring. Based on literature study and based on a consultation with experts we chose an appropriate device and SW for our study. We undertake a comprehension study comparing mobile devices measurement with a reference device MIE MT 20 in a laboratory condition.

We evaluated and compared the results from the study empirically and we also used mathematical and statistical methods.

In a practical part of the study we focused on a description of positive and limiting factors of a smartphones' field measuring. Further on we focused on possible use of these devices for wider monitoring and gathering data in a relation to movement activities of current population.