



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ v PRAZE

**Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**

**Implementace, kalibrace a experimentální ověření metody pro automatické
hodnocení fyzické zátěže hasičů**

**Implementation, Calibration and Experimental Verification of the Method
for Automatic Evaluation of the Physical Strain on Firefighters**

Diplomová práce

Studijní program: Ochrana obyvatelstva
Studijní obor: Civilní nouzové plánování

Vedoucí práce: Ing. Pavel Smrčka, Ph.D.

Daniela Vaňková

Kladno, květen 2017



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Vaňková** Jméno: **Daniela** Osobní číslo: **434192**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**
Studijní program: **Ochrana obyvatelstva**
Studijní obor: **Civilní nouzové plánování**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Implementace, kalibrace a experimentální ověření metody pro automatické hodnocení fyzické zátěže hasičů

Název diplomové práce anglicky:

Implementation, Calibration and Experimental Verification of the Method for Automatic Evaluation of the Physical Strain on Firefighters.

Pokyny pro vypracování:

Cílem diplomové práce je realizace, kalibrace a experimentální ověření metody a algoritmu pro automatické vyhodnocení fyzické zátěže hasičů pomocí agregace dat ze sensorového systému, který snímá fyziologické veličiny na těle a ve výstroji člena IZS. V teoretické části bude proveden podrobný rozbor dostupných metod a algoritmů pro stanovení fyzické zátěže u členů IZS, na základě kterého bude optimalizováno rozmístění senzorů na těle, ve výstroji a implementován algoritmus pro hodnocení fyzické zátěže. Algoritmus bude vycházet z modelu pro odhad okamžitého energetického výdeje doplněného o sledování míry tepelné zátěže probanda případně o další zpřesňující faktory. Rovněž bude provedeno laboratorní a následně praktické testování funkce systému s cílem ověřit přesnost metody za různých provozních podmínek a otestovat metodu individuální kalibrace systému a stanovení osobních bezpečnostních prahů a predikce a signalizace rizikového stavu.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Harvey et al., The mental health of fire-fighters: An examination of the impact of repeated trauma exposure, Australian & New Zealand Journal of Psychiatry, ročník 50(7), 2016, 649-658 s.
- [2] Ann-Sofie Lindberg, Firefighters' physical work capacity, Umeå university medical dissertations, Sweden, 2014
- [3] ČSN EN ISO 9886, Ergonomie - Hodnocení tepelné zátěže podle fyziologických měření

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Pavel Smrčka, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **01.10.2018**

Platnost zadání diplomové práce: **18.09.2020**


prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc., MBA, dr.h.c.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem: **Implementace, kalibrace a experimentální ověření metody pro automatické hodnocení fyzické zátěže hasičů** vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně dne 16.05.2019

.....
podpis

Poděkování

Touto cestou bych ráda poděkovala vedoucímu mé diplomové práce, Ing. Pavlovi Smrčkovi, Ph.D., za jeho věcné připomínky a rady důležité pro dokončení této práce. Děkuji Společnému pracovišti biomedicínského inženýrství FBMI a 1. LF UK za poskytnutí prostředků a prostor pro realizaci experimentů. Dále bych chtěla poděkovat také všem probandům experimentálního měření. V neposlední řadě děkuji své rodině a přátelům za podporu během studií na vysoké škole. Největší poděkování patří Radmile Pindorové, Janě Petákové a Tomášovi Vaňkovi.

Abstrakt

Fyzická zátěž provází člověka celý život. Je důležitá rozumná míra aktivity pro udržení dobrého zdravotního stavu. Rozdělujeme ji na statickou, při které jedinec například drží těžké břemeno a dynamickou, kdy se člověk pohybuje jako je jízda na kole, chůze a plavání. Při vykonávání nadměrné fyzické zátěže se člověk vystavuje ohrožení vlastního zdraví. Právě hasiči se vystavují občas nárazově vysoce nadlimitnímu energetickému výdeji při výkonu svého povolání [1]. Telemetrické systémy se využívají pro monitoraci pacientů v domácí péči. V nedávně době se začaly integrovat tyto systémy taktéž do monitorace složek IZS. Pro měření veličin pro výpočet energetického výdeje (tepová frekvence, míra aktivity a teplota na kůži) byl použit telemetrický systém FlexiGuard, který byl vytvořen na půdě Společného pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI s l. LF UK. Pro referenční hodnoty energetického výdeje byl použit respirační kalorimetr OxyconMobile. Oba použité přístroje jsou zcela neinvazivní. V praktické části diplomové práce byly provedeny dvě měření. Nejdříve proband absolvoval kalibrační měření formou stupňovaného StepTestu. Následně bylo provedeno ověřovací měření, které obsahovalo fázi klidu na matraci, fáze klidu na židli, fázi chůze s nulovým převýšením, fázi chůze po schodech, fázi práce horní polovinou těla a fázi jízdy na bicyklovém ergometru se stupňovanou zátěží. Z naměřených dat byl vyhodnocen energetický výdej pomocí metod využívající tepovou frekvenci, pohybovou aktivitu a teplotu kůže na hrudníku. Bylo navrženo a testováno celkem 11 metod pro výpočet energetického výdeje. Na základě vyhodnocení dat z experimentu lze konstatovat, že za nejspolehlivější metodu pro výpočet energetického výdeje se osvědčila metoda mnohonásobné lineární regrese za užití tepové frekvence a míry aktivity s jedním stupněm předurčení.

Klíčová slova

Energetický výdej (EE); fyzická zátěž; nepřímá kalorimetrie; tepová frekvence; pohybová aktivity; teplota na kůži; telemetrický sběr dat; FlexiGuard; OxyconMobile.

Abstract

Physical strain on the body is ever present throughout a human's life. It is important to maintain a reasonable level of activity to keep healthy. Activity can be divided between static activity, where an individual holds a heavy burden for example, and dynamic activity, where one moves, walks, cycles, runs, swims etc. Exposing the human body to excessive physical strain can be harmful. For example, firefighters endure extremely high levels of physical strain over relatively short periods of time. This results in over limit values of energetic expenditure. Telemetry systems are used to monitor home care patients. These systems have recently begun to be integrated into integrated rescue system monitoring. The FlexiGuard telemetric system was used to measure the energy expenditure calculation (heart rate, activity rate and temperature on the skin). It was created at the Common Biomedical Engineering Department of the FBMI with the First Faculty of Medicine. The OxyconMobile indirect calorimetry device was used for the energy expenditure reference values, which measures oxygen consumed and carbon dioxide produced from breathing. Both devices are completely non-invasive. In the practical part of the thesis, an experiment was conducted in which probands performed various activities burdening different parts of the body. First, the proband would undergo the calibration measurement in the form of a StepTest. Subsequently, a verification measurement was carried out, which included a resting phase on the mattress, a resting phase in the chair, a zero-rise walking stage, a stair step, phase of work, performed by the upper body and a bicycle ergometer driving phase with increasing gradual load. From the measured data, energy expenditure was evaluated using methods using heart rate, physical activity and skin temperature on the chest. Based on the evaluation of data from the experiment, it can be stated that the method of multiple linear regression using pulse rate and rate of activity with one degree of predestination has proven to be the most reliable method for calculating energy expenditure.

Keywords

Energy Expenditure (EE); Physical Strain; Indirect calorimetry; Heart rate; Physical activity; Skin temperature; Telemetry data collection; FlexiGuard, OxyconMobile

Obsah

1	Úvod	10
2	Současný stav.....	11
2.1	Energetická bilance organismu	12
2.2	Energetický výdej	12
2.2.1	Bazální metabolismus	13
2.2.2	Termický efekt potravy	15
2.2.3	Termoregulace	15
2.2.4	Vykonaná práce.....	15
2.3	Fyzická zátěž.....	16
2.3.1	Nařízení vlády č. 361/2007 Sb.	16
2.4	Metody používané pro stanovení energetického výdeje.....	17
2.4.1	Přímá kalorimetrie	18
2.4.2	Nepřímá kalorimetrie.....	18
2.4.3	Dvojitě značená voda.....	20
2.4.4	Značený bikarbonát.....	21
2.4.5	Odhad dle tepové frekvence	21
2.4.6	Odhad dle pohybové aktivity.....	24
2.4.7	Kombinace měření tepové frekvence a pohybové aktivity.....	27
2.4.8	Metoda lineární regrese	27
2.4.9	Metoda mnohonásobná lineární regrese – kombinace více proměnných .	28
2.5	Přehled dohledových podpůrných systémů pro složky IZS.....	29
2.5.1	FIRE.....	29
2.5.2	FireNet	29
2.5.3	LifeNet.....	30
2.5.4	MaD-WiSe	30
2.5.5	Preotex	30

2.5.6	Zephyr.....	31
2.6	Anaerobní a aerobní fyzická zátěž.....	31
2.7	Vliv zevního prostředí na fyzickou zátěž	32
2.7.1	Fyzická zátěž v horku	32
2.7.2	Fyzická zátěž v chladu.....	32
3	Cíl práce.....	34
4	Metodika	35
4.1	Popis studované skupiny.....	35
4.2	Použité přístroje	36
4.2.1	OxyconMobile	36
4.2.2	FlexiGuard	40
4.3	Přípravná fáze experimentu	43
4.4	Průběh experimentu	44
4.4.1	Poučení	44
4.4.2	Nasazení měřících přístrojů	44
4.4.3	Kalibrační měření	47
4.4.4	Ověřovací měření.....	49
4.4.5	Dotazník subjektivních pocitů u ověřovacího měření	51
4.5	Vyhodnocení a zpracování dat	51
4.5.1	Postup při výpočtu EE pomocí vzorců za užití HR	52
4.5.2	Postup výpočtu EE individuální kalibrací pomocí jednoduché lineární regrese za užití HR nebo ACC	54
4.5.3	Postup výpočtu EE individuální kalibrací pomocí několikanásobné lineární regrese za užití HR, ACC a T	55
4.5.4	Postup při vyhodnocení dotazníku subjektivních pocitů	56
5	Výsledky	57
5.1	Metoda výpočtu EE dle tepové frekvence	60

5.1.1	Metoda výpočtu EE z tepové frekvence pomocí statistických somatických údajů, vypočteného HR_{max} a reálného věku, pohlaví a HR_{rest} probanda (EEHRs).....	60
5.1.2	Metoda výpočtu EE z tepové frekvence pomocí výpočtu HR_{max} ze vzorce a reálného věku, váhy, výšky, pohlaví, HR_{rest} probanda (EEHRmax)	61
5.1.3	Metoda výpočtu EE z tepové frekvence pomocí reálného věku, váhy, výšky, pohlaví, HR_{max} a HR_{rest} probanda (EEHRm).....	62
5.1.4	Porovnání metod výpočtu EE dle HR.....	63
5.2	Metoda výpočtu EE individualizované pomocí jednoduché lineární regresní rovnice	64
5.2.1	EE individualizované dle tepové frekvence (EEHRic).....	64
5.2.2	EE individualizované dle pohybové aktivity (EEACCic)	66
5.3	Metoda výpočtu EE individualizované pomocí mnohonásobné lineární regresní rovnice za využití více parametrů.....	68
5.3.1	EE individualizované dle tepové frekvence a pohybové aktivity (EEHRACCic).....	69
5.3.2	EE individualizované dle tepové frekvence, pohybové aktivity a tělesné teploty (EEHRACCHic)	74
5.4	Procentuální vyhodnocení metod.....	80
5.5	Dotazník subjektivních pocitů	82
6	Diskuze	83
7	Závěr	90
8	Seznam použitých zkratk	92
9	Seznam použitých symbolů	93
10	Seznam použité literatury	94
11	Seznam použitých obrázků	102
12	Seznamu použitých tabulek	107
13	Seznam Příloh	109

1 ÚVOD

S fyzickou zátěží se člověk setkává denně celý život. Jedná se o složku důležitou k udržení dobrého zdravotního stavu. Důležité je udržovat rozumnou míru fyzické zátěže pro udržení kondice. Příliš vysoká fyzická zátěž může způsobit vážné zdravotní potíže. Fyzickou zátěž dělíme na statickou a dynamickou [1].

Hasiči jsou nárazově a nepředvídatelně vystaveni vysoké fyzické zátěži, jelikož během svého povolání čelí boji se všemi živly [2]. Povolání hasiče je jak psychicky, tak fyzicky náročná práce. Sledováním energetického výdeje hasičů lze monitorovat fyzickou zátěž a tím určit nebezpečnou mez energetického výdeje. Monitorování veličin životních funkcí se stává v poslední době diskutovaným tématem. Pokud se dokáže určit hranice vysílení člověka, je možné predikovat rizikové stavy organismu a tím ochránit zdraví a život. Lidský život je jedna z nejvýznamnějších hodnot. Pokud hasič přecení své síly, znamená to, že se stává sám obětí mimořádné situace, o kterého se musí členové integrovaného záchranného systému starat. Zároveň oslabí družstvo o velkou část možností a sil. Pokud bude možné rozpoznat míru sil hasiče, hasič bude mít čas a prostor se přesunout do bezpečí týlového prostoru pro odpočinek a regeneraci.

Použitím monitorovacích přístrojů lze měřit veličiny v reálném čase během zásahu. S dnešními technologiemi je již snadnější zabudovat přístroje pro měření fyzické zátěže do částí uniformy a zároveň neomezovat hybnost a volnost člověka. V diplomové práci je použit telemetrický systém snímání člověka a jeho blízkého okolí FlexiGuard. Měřené veličiny jsou tepová frekvence, teplota na kůži, pohybová aktivita a teplota okolí v prostoru. Telemetrické systémy se používají aktivně pro účely integrovaného záchranného systému, armády, monitoraci seniorů, pacientů v domácí léčbě i v sportovní medicíně čím dál tím častěji.

Diplomová práce se zabývá variací metod pro měření fyzické zátěže pomocí bezdrátového systému, které by se daly integrovat do běžné praxe pro ochranu života a zdraví hasiče. Metody jsou následně ověřeny na datech z experimentu s probandy.

Diplomová práce následuje pokyny v zadání.

2 SOUČASNÝ STAV

Kapitola současného stavu se věnuje rešerši publikací týkající se popisu a měření fyzické zátěže. Nejprve jsou popsány publikace, které se staly stěžejní oporou pro diplomovou práci. Následuje teoretické nastínění problematiky energetického výdeje, které bylo použito pro vytvoření metodiky experimentu v praktické části. Dále se v kapitole nachází podrobný rozbor dostupných metod a algoritmů pro stanovení fyzické zátěže a přehled současných monitorovacích a měřících přístrojů využívaných v integrovaném záchranném systému.

Prvně se energetickým výdejem pomocí měření vyprodukovaného oxidu uhličitého zabírali Lifson, B., Gordon, G.B. & McClintock, R ve svém článku z roku 1955 [3].

STRATH a kolektiv se v roce 2000 zabývali v článku vyhodnocením střední intenzity energetického výdeje pomocí metody využívající srdeční frekvenci. Experimentu se zúčastnilo 81 probandů ve věku 19-74 let. Probandi vykonávali práci jako je přenášení věcí o dané hmotnosti danou rychlostí v budově a mimo budovu. Strath a kolektiv došli k závěru, že energetický výdej a srdeční tep spolu úzce souvisí. Vytvořili metodu pro výpočet energetického výdeje založenou na aktuální tepové frekvenci člověka. V metodě jsou zahrnuty rozdíly v pohlaví, stáří, váze apod [4].

CROUTER, CHURCHILLA a BASSET se v článku z roku 2006 zabývali měřením energetického výdeje pomocí několika druhů akcelerometrů. Experimentu se zúčastnilo 24 žen a 24 mužů. Probandi měli za úkol vykonávat různé činnosti jako je například leh, sed, pomalá chůze, práce na počítači, mytí nádobí, mytí oken, vysávání, vytírání, rychlá chůze, jízda na kole, hraní basketbalu apod. [5].

BEDNÁŘ, Adam se ve své bakalářské práci – Implementace, kalibrace a experimentální ověření algoritmů pro odhad fyzického výdeje energie a zátěže při výcviku členů IZS – zabýval metodou odhadu energetického výdeje s využitím tepové frekvence a metodou využívající akcelerometrické signály. Bednář měl za úkol vytvořit systém pro odhad energetického výdeje. Pro měření využil hrudní pás systému FlexiGuard. Navrhl hardware, který je malý a efektivní pro účely využití členy integrovaného záchranného systému. Jednalo se o dva BAN nody obsahující tříosý akcelerometr a dva BAN nody s teplotními senzory. Následně vytvořil software pro vyhodnocení dat ze senzorů. Bakalářská práce Bednáře

probíhala ve společném pracovišti biomedicínského inženýrství FBMI a 1. LF UK v roce 2013 [6].

ZDOBINSKÝ, Jaroslav svou diplomovou prací – Srovnání energetického výdeje měřeného pomocí bezdrátových monitorovacích systémů a konvenčních referenčních metod – navázal na bakalářskou práci výše zmíněného Bednáře. Zabýval se automatizací výpočtu energetického výdeje pomocí kombinace metod výpočtu energetického výdeje z tepové frekvence a výpočtu energetického výdeje z pohybové aktivity. Experimentu se účastnilo 15 probandů. Byl použit přístroj OxyconMobile pro stanovení referenčních hodnot energetického výdeje a hrudní pás systému FlexiGuard pro měření pohybové aktivity a tepové frekvence. Diplomová práce Zdobinského byla taktéž vedena v rámci společného pracoviště FBMI a 1. LF UK v roce 2016 [7].

Výše zmíněné publikace jsou stěžejní pro návrh diplomové práce. Ostatní použité zdroje jsou uvedeny v seznamu literatury.

2.1 Energetická bilance organismu

Energetická bilance organismu funguje u člověka stejně jako u ostatních homeostatických systémů na principu vyvážení poměrů vstupů a výstupů. Energie se dostává do organismu v podobě jídla a je následně bezprostředně použita či uskladněna v podobě tuků. Při metabolismu potravy dochází ke štěpení vazeb organických molekul. Tím se energie uvolňuje. 60 % energie se spotřebovává na teplo a 40 % energie tělo používá k zevní a vnitřní práci [8].

2.2 Energetický výdej

Energetický výdej (EE – Energy expenditure) lze rozdělit na čtyři fragmenty. Jedná se o bazální metabolismus (BMR – Basal metabolic rate), termický efekt potravy (TEF – Thermic effect of food), termoregulaci a vykonanou práci. Rovnice energetického výdeje vypadá následovně [9]:

$$EE = BMR + TEF + \textit{termoregulace} + \textit{vykonaná práce}$$

2.2.1 Bazální metabolismus

Bazální metabolismus je složka, která má největší procentuální zastoupení v energetickém výdeji při běžných činnostech v dlouhodobějším časovém horizont. Jedná se o nejmenší možné množství energie, které je potřeba k udržení chodů základních funkcí organismu. Z toho plyne, že se jedná o nejnižší výdej energie, kterého dokáže člověk dosáhnout za určitých podmínek. Pro měření bazálního metabolismu by měly být splněny následující podmínky: [9]:

- Osoba je v psychickém i fyzickém klidu – osoba je v naprostém uvolnění svalů bez emočních výkyvů, leží, ale nespí. Při duševním rozrušení BMR roste o 15–40 % [9].
- Osoba je v „termoneutrální zóně“ – termoneutrální zóna je uzavřená místnost, kde je teplota 20 °C pro osobu oblečenou a 27 °C pro osobu nahou. Jedná se o velmi důležitý faktor, jelikož teplota výrazně mění chování lidského organismu dle provedeného výzkumu Mukhopadhyay a spol [9] [10].
- Osoba požila jídlo před 12 hodinami a po dobu 3 dnů byl omezen příjem bílkovin – bílkoviny jsou nejsložitější na štěpení [9].
- Stupeň bdělosti – při různých vědomých stavech se vytváří různá svalová napětí. Dále je potřeba brát v potaz heterogenitu ras a etnik. Dle výzkumu Du Bois každý typ člověka dokáže relaxovat odlišně [9] [11].
- Fáze ženského pohlavního cyklu – během menstruace a bezprostředně před a po ní BMR značně kolísá z extrému do extrému. Test by se neměl u žen v tomto období provádět [9] [12].

Pravidla výše uvedená by se při měření bazálního metabolismu měla dodržovat. Bazální metabolismus je ovlivněn mnoha faktory a těmi jsou [9]:

- tělesný povrch – čím větší je povrch, tím je větší tepelná ztráta, tím je BMR vyšší;
- genetické faktory – osoby s nižší aktivitou sympatiku mají zpravidla nižší BMR a vyšší hmotnost [13];
- věk – s vyšším věkem BMR klesá;
- pohlaví – ženy mají o 10 % nižší BMR;
- klima – osoby pobývající v teplém klimatickém prostředí mají nižší BMR;
- tělesná teplota – když se zvýší teplota těla o 1 °C, vzroste BMR o 13 %;

- humorální vlivy – katecholaminy, tyreoidální hormony a cytokiny zvyšují BMR;
- stav výživy – hladovění má za příčinu snížení BMR;
- těhotenství, kojení a menstruace – zvyšuje BMR;
- teplota okolí -
- poměr svalů vzhledem k tukům v těle – největší faktor ovlivňující BMR a TEF;
- denní doba – dle výzkumu Haugen a spol. se u ranních měření ukázaly větší výkyvy než u večerních [14].

Hodnotu bazálního metabolismu je možné spočítat několika způsoby. Harrisova Benediktova formule bere v potaz pohlaví, věk, hmotnost a výšku člověka. Rovnice pro muže zní [15]:

$$BMR = 66,47 + (13,75 \cdot m) + (5,00 \cdot h) - (6,76 \cdot A)$$

a pro ženu:

$$BMR = 665,10 + (9,56 \cdot m) + (1,85 \cdot h) - (4,68 \cdot A)$$

kde m je hmotnost (kg), h je výška (cm) a A je věk jedince (léta) [15].

Zjišťování bazálního metabolismu je velice složité a zdlouhavé vzhledem k přísným pravidlům měření. V běžné praxi se setkáváme častěji s tzv. klidovým energetickým výdejem (RMR – Resting metabolic rate). Klidový energetický výdej je energetický výdej, kdy osoba leží bez fyzické aktivity a nejméně 2 hodiny nepožila potravu. Hodnota RMR je zpravidla o 10 % vyšší než hodnota BMR [9]. Tzv. Mifflinova rovnice pro výpočet RMR je pro muže a ženy stejná [16]:

$$RMR = (9,99 \cdot m) + (6,25 \cdot h) - (4,92 \cdot A) + (166 \cdot S) - 161$$

kde m je hmotnost (kg), h je výška (cm), A je věk jedince (roky) a S pro muže = 1, S pro ženy = 0.

2.2.2 Termický efekt potravy

Termický efekt potravy (TEF) je vzrůst energetického výdeje po jídle. Trvá cca 90 minut a zaniká asi po 2 až 4 hodinách. TEF vzniká z důvodu potřeby těla metabolizovat přijatou potravu. Energetické nároky na metabolizování daných živin potravy jsou odlišné. Například sacharidy mají TEF 5-10 %, lipidy 0-3 % a bílkoviny 20-30 % [9], [17].

2.2.3 Termoregulace

Teplota zdravého lidského jedince se pohybuje v rozmezí 36,0–37,0 °C dle termoregulačních pochodů a teploty okolního vzduchu. Lidské tělo se snaží pomocí kůže udržet stálou tělesnou teplotu i přes změny teplot v okolí. K oteplování a ochlazování těla je potřeba značné energie. V teplém prostředí vynaloží tělo práci na tvorbu potu, který ochlazuje tělesné jádro. V chladném prostředí se tělo brání ochlazování pomocí svalového třesu a jiných metabolických reakcí. Termoregulace má až 15% podíl na energetickém výdeji organismu [9], [18].

Nejmenší energetický výdej má tělo v tzv. termoneutrální zóně, kde je ideální teplota 20 °C pro osobu oblečenou a 27 °C pro nahou. V této zóně se snižují nároky na termoregulaci na minimum, tzn. klesá výdej energie. V termoneutrální zóně má termoregulace vliv na celkový energetický výdej pouze 5 % [9].

2.2.4 Vykonaná práce

Vykonaná aktivita je nejproměnlivější složka energetického výdeje organismu. Každý jedinec vykonává jiné množství práce. Vykonaná práce se vztahuje jednak na práci kosterních svalů, tak na metabolickou aktivitu srdce, nervového systému a intenzitu dýchání. Práce ovlivňuje mnoho faktorů, například dochází k změně metabolických procesů v játrech, ledvinách a slezině [9].

Nejvyšší podíl na vykonané práci mají pohyby kosterního svalstva. Pohyb může markantně zvýšit výdej energie. Na výdeji energie se dále podílí i práce vykonaná psychicky – stres, nálada a emoce. U lidí, kteří žijí neaktivním životem, tvoří BMR 60 %, TEF 10 %, termoregulace 10 % a vykonaná práce 20 % z energetického výdeje [9].

2.3 Fyzická zátěž

Fyzická zátěž je důležitá pro vývoj organismu člověka už od narození. Je nezbytné dodržovat rozumnou míru fyzické zátěže pro udržení kondice a dobrého zdravotního stavu člověka od útlého dětství až po stáří [1].

Hasiči a všechny složky integrovaného záchranného systému jsou velmi často vystaveni fyzické zátěži. Fyzickou zátěž dělíme na statickou a dynamickou [1].

Při statické fyzické zátěži člověk nepohybuje kosterní a svalovou soustavou – například držení těžkého předmětu, vykonávání práce ve dřepu apod. Z fyzikálního hlediska zde nedochází k práci [1].

Při fyzické zátěži dynamické dochází k flexi, extenzi, abdukci, addukci, supinaci a pronaci svalů. Z fyzikálního hlediska se zde jedná zpravidla o výkon. Vykonávání dynamické fyzické zátěže, jako je rychlá chůze, běh, jízda na kole či plavání, je doporučeno pro udržení zdraví člověka. Jedná se o účinnou prevenci před onemocněním kardiovaskulární soustavy [1].

Pokud člověk vykonává nadměru fyzické zátěže, je vystaven mnoha rizikům a může tak ohrozit své zdraví [1].

Krátkodobou pracovní zátěží i dlouhodobou pracovní zátěží se zabývá nařízení vlády č. 361/2007 Sb [19].

2.3.1 Nařízení vlády č. 361/2007 Sb.

Nařízením vlády č. 361/2007 Sb. se stanovují podmínky ochrany zdraví při práci. Zahrnuje nařízení týkající se rizik vysokých a nízkých teplot, nadměrná expozice chemikáliemi a prašným prostředím. Hlava IV se zabývá podmínkami ochrany zdraví a fyzickou zátěží. Dále se nařízení zabývá prací s psychickou zátěží, zrakovou zátěží atd. [19].

Nařízení vlády rozděluje fyzickou zátěž na celkovou a lokální svalovou. Celková fyzická zátěž je taková, která je tvořena velkými svalovými skupinami a zatěžuje se více než 50 % svalové hmoty. Lokální svalová zátěž je taková, při které se používají malé svalové skupiny [19].

Dále stanovuje limity pro fyzickou zátěž v práci. Limit pro dlouhodobou celosměnovou práci je 33 % maximální minutové spotřeby kyslíku a pro krátkodobou práci je 70 % maximální minutové spotřeby pro 45letého člověka. Limit pro celosměnový energetický výdej tedy je 6,8 MJ, což odpovídá průměrnému minutovému energetickému výdeji 236 watt a průměrné tepové frekvenci 102 tepů.min⁻¹. Při krátkodobé fyzické zátěži je minutový limit maximálně 575 wattů a maximální tepová frekvence 150 tepů.min⁻¹ [19].

Nařízení vlády se nevztahuje na členy hasičského záchranného sboru a zdravotnické záchranné služby při záchranných likvidačních pracích. Lidé ve složkách integrovaného záchranného systému mají při přijímacím pohovoru odpovídající zdravotní stav pro vyšší fyzickou zátěž a jsou průběžně monitorováni. U hasičů se střídá období velice nízké fyzické aktivity a fyzické zátěže, která hraničí s maximálním energetickým výdejem jedince [1].

2.4 Metody používané pro stanovení energetického výdeje

Měření energetického výdeje se používá nejčastěji u pracovníků s aktivní prací, u sportovců a nemocných pacientů. Výkyvy při stanovení energetického výdeje mohou znamenat vyčerpání energie, poruchy metabolismu či závažná onemocnění. Metodami pro určení EE jsou [9] [20]:

- přímá kalorimetrie;
- nepřímá kalorimetrie;
- dvojitě značená voda;
- značený bikarbonát;
- odhad dle tepové frekvence;
- odhad dle pohybové aktivity;
- kombinace metod pro odhad dle tepové frekvence a pohybové aktivity.

2.4.1 Přímá kalorimetrie

Přímá kalorimetrie je založena na teorii, že energie, která je uvolněná organismem, náleží součtu mechanické práce a vytvořeného tepla. Je možné energetický výdej vyjádřit do rovnice [9]:

$$EE = t_{org} + t_{ev} + W$$

kde EE je energetický výdej, t_{org} je teplo produkované organismem ($^{\circ}\text{C}$), t_{ev} je teplo evaporace ($^{\circ}\text{C}$) a W je vykonaná práce (J) [9].

Pro měření je nezbytné, aby se jedinec nacházel v kalorimetru. Tento kalorimetr je prakticky tepelně izolovaná komora. Produkované teplo se měří rozdílem teplot a vlhkostí vzduchu v místnosti před a po vykonání experimentu. Vykonaná práce se měří například pomocí bicyklového ergometru. Z těchto veličin lze spočítat energetický výdej [9].

Tato metoda není vhodná pro stanovení energetické zátěže při krátkém výdeji energie, jelikož se teplo nestačí uvolnit do okolí a pouze se projeví na zvýšené teplotě těla probanda. Další nevýhodou metody je, že není možné ji použít mimo specializovanou laboratoř. Z tohoto důvodu se metoda přímé kalorimetrie využívá především pro vědecké účely [9] [21].

2.4.2 Nepřímá kalorimetrie

Nepřímá kalorimetrie (IC – Indirect Calorimetry) je neinvazivní metoda pro měření energetického výdeje. Funguje na principu výpočtu vztahu mezi spotřebou kyslíku (V_{O_2}) a výdejem oxidu uhličitého (V_{CO_2}), který je lineární a určen energetickým ekvivalentem kyslíku (EE_{O_2}). Tato skutečnost přímo souvisí s energetickým výdejem organismu. 95 % přijatých živin (sacharidy, lipidy a proteiny) organismem jsou získány při aerobní spotřebě kyslíku. EE_{O_2} je množství energie, která se uvolňuje při spotřebě jednoho litru kyslíku [9] [21].

Abychom zjistili hodnotu energetického ekvivalentu, je potřeba vědět, jak se v těle dané živiny přeměňují. Energetický výdej se počítá rovnicí [9]:

$$EE = (V_{O2c} \cdot EEq_{O2c}) + (V_{O2L} \cdot EEq_{O2L}) + (V_{O2P} \cdot EEq_{O2P})$$

kde EE je energetický výdej (kJ), V_{O2c} je spotřeba kyslíku při oxidaci sacharidů (L), V_{O2L} je spotřeba kyslíku při oxidaci lipidů (L), V_{O2P} je spotřeba kyslíku při oxidaci proteinů (L), EEq_{O2c} je energetický ekvivalent kyslíku pro sacharidy, EEq_{O2L} je energetický ekvivalent kyslíku pro lipidy a EEq_{O2P} je energetický ekvivalent kyslíku pro proteiny [9] [22].

Pro každou živinu je rozdílný energetický ekvivalent, jak je znázorněno v následující tabulce:

Tabulka 1 Energetický ekvivalent kyslíku pro jednotlivé živiny [9].

	<i>Sacharidy</i>	<i>Lipidy</i>	<i>Proteiny</i>
<i>Energetický ekvivalent kyslíku (kJ.L⁻¹ O₂)</i>	20,90	19,60	18,70

Experimentálně se počítá se smíšeným příjmem potravy v poměru 55 % sacharidů, 30 % tuků a 15 % proteinů a to znamená, že je energetický ekvivalent kyslíku roven hodnotě 20,1 kJ.L⁻¹ O₂. Z výše uvedeného vzorce pro výpočet energetického výdeje s kombinací s poměry živin v přijaté potravě plyne zjednodušená rovnice pro výpočet EE [22]:

$$EE = V_{O_2} \cdot 20,1$$

kde EE je energetický výdej (kJ), V_{O_2} je spotřeba kyslíku (L).

Zjednodušená rovnice se používá pro výpočty, jelikož zjišťování příjmu potravy osob je zdlouhavé. Nevýhodou rovnice je menší přesnost než při exaktním výpočtu jednotlivých spotřeb kyslíku v poměru s přijatými živinami [22].

Spotřebovanou energii jednotlivými složkami živin (sacharidů, proteinů a tuků) lze taktéž spočítat pomocí tzv. respiračního kvocientu (RQ). Respirační kvocient je parametr spočítaný z poměru objemu spotřebovaného kyslíku a vydechnutého oxidu uhličitého [9].

Hodnota respiračního kvocientu je ovlivněna několika způsoby. Hodnotu RQ zvyšuje například hyperventilace, práce pohybového systému, metabolická acidóza a přeměna tuků na lipidy. Naopak respirační kvocient snižuje hypoventilace, splácení kyslíkového dluhu po svalové práci, metabolická alkalóza a transformace tuků na sacharidy při hladovění [9].

J. B Weir zjednodušil rovnici výpočtu EE a použil konstanty kalorimetrického ekvivalentu kyslíku pro jednotlivé živiny. Jeho princip lze použít při jakékoliv zátěži a aktivitě jedince. Vznikla rovnice [22]:

$$EE = (3,941 \cdot V_{O_2}) + (1,106 \cdot V_{CO_2}) - (2,17 \cdot UN)$$

kde EE je energetický výdej ($\text{kcal} \cdot \text{den}^{-1}$), V_{O_2} je spotřeba kyslíku ($\text{L} \cdot \text{den}^{-1}$), V_{CO_2} je produkce oxidu uhličitého ($\text{L} \cdot \text{den}^{-1}$) a UN je dusík močoviny ($\text{g} \cdot \text{den}^{-1}$).

Při použití principu J.B. Weir nastává komplikace při odběru moči a měření dusíku v ní. Tento systém je značně nepohodlný. Dle Weire je chyba při vynechání údaje o dusíku močoviny pouze 1 %, a proto lze odběr moči vynechat. Rovnice následně vypadá následovně [22]:

$$EE = (3,941 \cdot V_{O_2}) + (1,1 \cdot V_{CO_2})$$

kde EE je energetický výdej ($\text{kcal} \cdot \text{den}^{-1}$), V_{O_2} je spotřeba kyslíku ($\text{L} \cdot \text{den}^{-1}$), V_{CO_2} je produkce oxidu uhličitého ($\text{L} \cdot \text{den}^{-1}$).

V praktické části diplomové práce je použit přístroj OxyconMobile jako referenční výsledek pro určení energetického výdeje, který využívá právě danou rovnici J. B. Weire.

2.4.3 Dvojitě značená voda

Metoda dvojitě značené vody byla poprvé testována Lifsonem na konci 40. let 20. století. Testovanému jedinci je podána k vypití voda $^2\text{H}_2^{18}\text{O}$ o daném objemu. Metoda dvojitě

značené vody funguje na principu, že podaná voda obsahuje těžší izotopy kyslíku a vodíku než voda, která je normálně přijímána. Probandovi je měřena rychlost eliminace izotopů vodíku a kyslíku v krvi, moči a slinách. Tato metoda má určité nedostatky [9] [23]:

- celkové množství tělní vody, váha a množství pevných látek v těle se mění;
- látky nejsou vylučovány i přijímány stálou rychlostí;
- podané značené izotopy nevstupují pouze do molekul vody a CO₂;
- voda a oxid uhličitý vstupují do organismu i dýcháním a skrze kůži.

I když se jedná o nedostatky, ukázaly se jako zanedbatelné v měření. Metoda dvojitě značené vody je tedy vhodná pro přesné měření, ale vzhledem k časové a finanční náročnosti, není často používána. Výhoda této metody je při kalorimetrii u zvířat při velké fyzické zátěži [9].

2.4.4 Značený bikarbonát

Metoda je velice podobná metodě dvojitě značené vody. Probandovi se infuzně zavede do těla ¹³C do podkoží. Následně se měří množství ¹³C v moči a slinách, které se rovná rychlosti produkce CO₂ v těle. Metoda se využívá zřídka [20].

2.4.5 Odhad dle tepové frekvence

Metoda výpočtu dle tepové frekvence (HR – heart rate) je založena na principu lineární závislosti tepové frekvence na spotřebě kyslíku, pokud proband vynakládá střední a vyšší intenzitu pohybu [9].

Výhody metody jsou [24]:

- HR lze jednoduše měřit;
- souvislost EE s HR;
- vysoká přesnost měření.

Omezeními jsou [24]:

- nelze spolehlivě použít při nízké zátěži, jelikož vztah HR a EE není lineární;

- pro přesné měření je potřeba přístroje správně kalibrovat;
- nemetabolické procesy (psychický stres) zvyšují HR a zkreslují výsledek o energetickém výdeji;
- metoda nepočítá se změnami metabolických procesů při měření dlouhodobé aktivity.

Metoda je nejspolehlivější při tepové frekvenci v rozmezí 90-150 tepů za minutu, což odpovídá střední a vyšší zátěži u zdravého probanda [25].

Studie se zabývají bodem, kdy se vztah mezi spotřebou kyslíku (VO_2) a HR stává lineární, tzv. flex pointem (fHR). Bod fHR lze najít několika způsoby. Hodnota se určuje individuálně pro každého jedince kalibrační křivkou HR- VO_2 nebo se vypočítá z naměřených hodnot nejvyšší hodnoty tepu při odpočinku a nejnižších hodnot tepové frekvence při aktivní práci. Porovnáním průměrné hodnoty (pfHR) z minuty měření a naměřené tepové frekvence dostaneme výsledek. Pokud $HR < pfHR$, pak se jedná o klidový stav probanda. Jestliže $HR > pfHR$, pak je vztah mezi tepovou frekvencí a objemem kyslíku lineární [26] [27].

Nevýhodou těchto metod je, že ke každému probandovi, u kterého se měří EE, se musí přistupovat individuálně, a proto je také výpočet značně zdlouhavý.

S. J. Strath se zabýval zjednodušením metody a vytvořil rovnici pro výpočet energetického výdeje za pomoci tepové frekvence bez potřeby určení flex pointu každého probanda. Nejdříve je nutno vypočítat maximální tepovou rezervu [4]:

$$HRR = \frac{HR - HR_{rest}}{HR_{max} - HR_{rest}}$$

Kde HRR je maximální tepová rezerva ($\text{tep} \cdot \text{min}^{-1}$), HR je naměřená tepová frekvence ($\text{tep} \cdot \text{min}^{-1}$), HR_{rest} je klidová tepová frekvence ($\text{tep} \cdot \text{min}^{-1}$) a HR_{max} je maximální tepová frekvence ($\text{tep} \cdot \text{min}^{-1}$).

Dalším výpočtem je maximální kyslíková rezerva [4]:

$$VO_{2R} = \frac{VO_2 - VO_{2rest}}{VO_{2max} - VO_{2rest}}$$

Kde VO_{2R} je maximální kyslíková rezerva ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$), VO_2 je aktuální spotřeba kyslíku ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$), VO_{2rest} je klidová spotřeba kyslíku ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) a VO_{2max} je maximální spotřeba kyslíku ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)

Předpokládáme že:

$$HRR = VO_{2R}$$

Po úpravě rovnice lze vypočítat aktuální spotřebu kyslíku (VO_2) v závislosti na tepové frekvenci jako:

$$VO_2 = \frac{HR - HR_{rest}}{HR_{max} - HR_{rest}} \cdot (VO_{2max} - VO_{2rest}) + VO_{2rest}$$

kde VO_2 je aktuální spotřeba kyslíku ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$), HR je naměřená tepová frekvence ($\text{tep}\cdot\text{min}^{-1}$), HR_{rest} je klidová tepová frekvence ($\text{tep}\cdot\text{min}^{-1}$), HR_{max} je maximální tepová frekvence ($\text{tep}\cdot\text{min}^{-1}$), VO_{2max} je maximální spotřeba kyslíku ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) a VO_{2rest} je klidová spotřeba kyslíku ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$).

Energetický výdej (EE) vypočítáme s dosazením vypočítaného VO_2 dle vztahu:

$$EE = VO_2 \cdot EEqO_2$$

kde EE je energetický výdej ($\text{kJ}\cdot\text{min}^{-1}$), VO_2 je aktuální spotřeba kyslíku ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$), a $EEqO_2$ je energetický ekvivalent kyslíku.

Hodnoty, které potřebujeme do výpočtu lze experimentálně změřit nebo vypočítat dle již zavedených rovnic. Parametr HR_{rest} lze změřit experimentálně při odpočinku probanda vleže v termoneutralní zóně. Hodnotu HR_{max} lze taktéž změřit, a to krátkým stupňovaným StepTestem či testem na bicyklovém ergometru. HR_{max} lze taktéž spočítat dle Gellise vztahu [28]:

$$HR_{max} = 207 - 0,7 \cdot A$$

kde HR_{max} je maximální tepová frekvence a A je věk.

Klidovou spotřebu kyslíku (VO_{2rest}) lze změřit v klidovém stavu probanda. Parametr maximální spotřeby kyslíku (VO_{2max}) lze zjistit pomocí stupňovaného StepTestu či spočítat dle rovnice N. Utha [29]:

$$VO_{2max} = 15 \cdot \frac{HR_{max}}{HR_{rest}}$$

kde VO_{2max} je maximální spotřeba kyslíku ($\text{mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$), HR_{max} je maximální tepová frekvence ($\text{tep} \cdot \text{min}^{-1}$) a HR_{rest} je klidová tepová frekvence ($\text{tep} \cdot \text{min}^{-1}$).

Výhodou této metody je jednoduchost a s tím spojená úspora času. Na druhou stranu, pokud se metoda paušalizuje na všechny jedince, je zřejmé, že jeho metoda jde ruku v ruce s individuálními nepřesnostmi. Další nevýhodou je opožděná reakce na změny tepu při změnách intenzity fyzické aktivity. Při nižší fyzické zátěži roste tepová frekvence bez zvyšování zátěže. Parametr ovlivňuje stres, nasycení krve kyslíkem, teplota okolí a doba, kdy proband naposledy požil jídlo [27] [30].

2.4.6 Odhad dle pohybové aktivity

Metoda funguje za předpokladu, že pohybová aktivita úzce souvisí s energetickým výdejem. Proto je možné odhadnout vykonanou práci a spočítat energetický výdej. Pohybová aktivita se měří pomocí akcelerometru umístěného na těle jedince. Akcelerometr používá princip výpočtu zrychlení pohybu v jednotlivých osách. Důležité je, aby přístroje pro měření byly kvalitně vyrobeny a správně kalibrovány. Při výzkumech se používají různé typy akcelerometrů, například Caltrac, Tritrac, CSA (Computer Science and Applications Actigraph) Mini Mitter 2000 a AW (Actiwatch) [31] [32].

Přístroje používají tzv. kinematický model při použití akcelerometru na jedné nebo více částech těla. Zrychlení se integruje podle času na rychlost a následně se přepočítává na energii v joulech díky informaci o hmotnosti segmentu za využití rovnice pro kinetickou energii. Změna kinetické energie v čase náleží vykonané práci. Z toho plyne, že součet vykonané práce ze všech měřených částí těla je rovna energetickému výdeji. Tento model funguje pouze při použití více akcelerometrů umístěných na všech částech těla. Jangův

výzkum ukázal nepřesnosti při použití 9 akcelerometrů, zatímco při umístění 15 akcelerometrů byl výsledek spolehlivější [33].

Při měření energetického výdeje v praxi je použití mnoha akcelerometrů nepraktické. Zpravidla se využívá jeden nebo dva akcelerometry a následně se informace přepočítává. Praktické využití se našlo v umístění akcelerometrů na hrudníku z důvodu těžiště těla v kombinaci s končetinou (zápěstí, kotník). Hrudníkové akcelerometry se ukazují nejspolehlivější pro měření při běhu a chůzi. Měření pohybové aktivity na hrudníku s kombinací s končetinou se projevuje nejvíce u více statických aktivit, kde těžiště těla je v jedné poloze. Jedná se o aktivity jako je jízda na kole, posilování, chůze do schodů apod [34].

Nejznámější metodou pro výpočet energetického výdeje pomocí pohybové aktivity se využívá takzvaného MET (Metabolic equivalent of task). Jeden MET je definovaný jako spotřebovaný objem kyslíku vzhledem k hmotnosti osoby, jestliže osoba sedí v klidu a tichosti na židli. $\text{MET} = 3,5 \text{ ml O}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}$. Hodnoty METs pro ostatní aktivity jsou poměry vůči referenční hodnotě MET. Ukázku hodnot pro dané fyzické aktivity jsou v tabulce 2 [35].

Tabulka 2 Hodnoty METs pro vybrané aktivity [35]

Aktivita	METs ($\text{kcal} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$)
Chůze (3 km.h-1)	1,8
Chůze (5 km.h-1)	3,2
Chůze (7 km.h-1)	5,3
Běh (9 km.h-1)	8,8
Běh (11 km.h-1)	11,2
Chůze do schodů	4,7
Jízda na kole (10 km.h-1)	4,8
Jízda na kole (20 km.h-1)	7,1
Jízda na kole (30 km.h-1)	9,8

Pro výpočet energetického výdeje za využití METs slouží rovnice [36]:

$$EE = 1,05 \cdot METs \cdot t \cdot m$$

kde EE je energetický výdej ($\text{kcal}\cdot\text{h}^{-1}$), $METs$ je metabolický ekvivalent ($\text{kcal}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{h}^{-1}$), t je doba trvání (h) a m je hmotnost člověka (kg)

Pro výpočet METs chůze lze využít vzorec [36]:

$$METs = 0,45 \cdot v + 1,2$$

a pro běh rovnice:

$$METs = 0,55 \cdot v - 4,7$$

kde $METs$ je metabolický ekvivalent ($\text{kcal}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{h}^{-1}$) a v je rychlost ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)

Akcelerometry měří zrychlení vektorů ve třech osách. Metoda pro výpočet pohybové aktivity funguje na principu součtu integrací zrychlení podle času. Výsledkem je tzv. Total Integral of Modulus of Accelerations (IMA_{tot}). Metoda zohledňuje intenzitu a dobu trvání pohybové aktivity [37]. Matematický vztah [37]:

$$IMA_{tot} = \int_{t=t_0}^{t_0+T} |a_x| dt + \int_{t=t_0}^{t_0+T} |a_y| dt + \int_{t=t_0}^{t_0+T} |a_z| dt$$

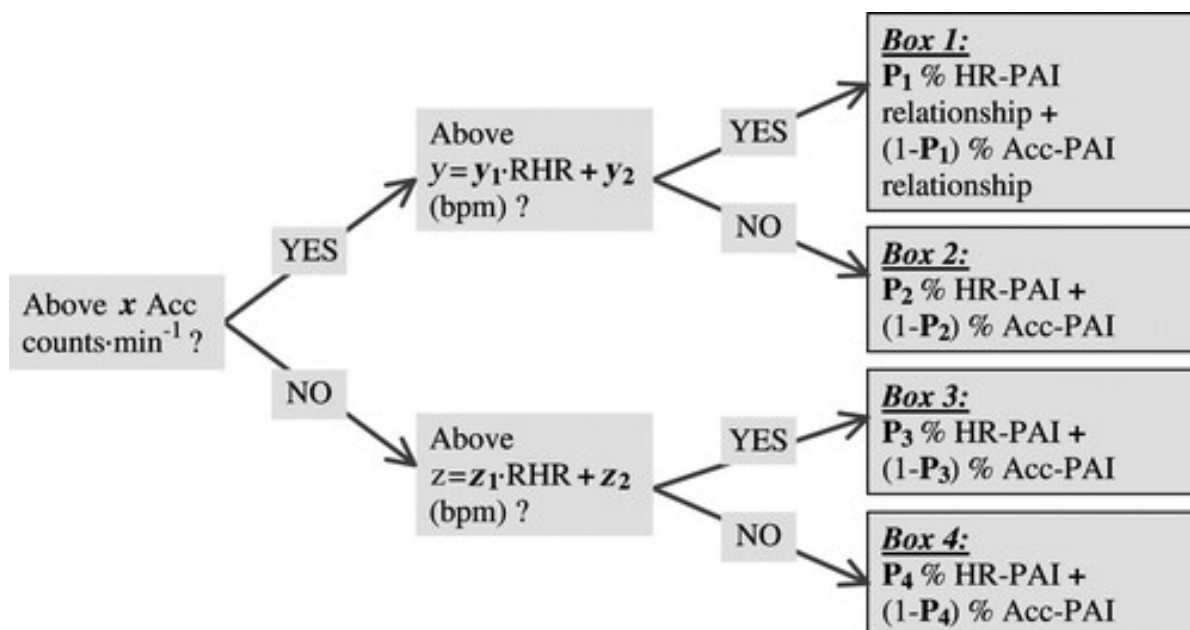
kde IMA_{tot} je Total Integral of Modulus of Accelerations ($\text{počet}\cdot\text{min}^{-1}$), T je časová perioda integrace, t_0 je počáteční čas a a_x , a_y , a_z je zrychlení jednotlivých os v akcelerometru.

Metoda odhadu energetické energie pomocí pohybové aktivity se ukázala přesná u pohybových aktivit při nižší intenzitě. Při vyšších intenzitách je metoda nepřesná. Výhoda měření pohybové aktivity pomocí akcelerometru je nízkonákladovost, lehkost zařízení, a tím se stává metoda dostupnou [37].

2.4.7 Kombinace měření tepové frekvence a pohybové aktivity

Jelikož odhad EE z tepové frekvence je spolehlivý při vyšší a střední zátěži a odhad EE z pohybové aktivity se vyplatí aplikovat při nižší zátěži, nabízí se možnost kombinovat obě metody, a tak dosáhnout přesnějších výsledků. Stěžejní otázkou je, jak určit bod, kdy se přiklonit k dané metodě. Je možné použít vážený průměr obou metod, což ovšem může zkreslit výsledek [38].

Spolehlivější metodou je tzv. rozvětvená rovnice, kdy se určuje váha jednotlivých způsobů dle zrychlení a tepové frekvence při trvající fyzické aktivitě [38]. Metoda funguje dle principu rozvětvené rovnice, kterou lze vidět na obrázku 1:



Obrázek 1 Schéma rozvětvené rovnice pro výpočet energetického výdeje pomocí tepové frekvence a pohybové aktivity. Převzato [38].

Acc je hodnota IMAtot (počet.min⁻¹), RHR je klidová tepová frekvence (tep.min⁻¹), PAI je intenzita fyzické aktivity [38].

2.4.8 Metoda lineární regrese

Metoda lineární regrese je založena na analytických vztazích mezi závislou a nezávislou proměnnou. Lze vytvořit vzorec pro výpočet jednotlivých lidí díky porovnání hodnot tepové frekvence nebo pohybové aktivity vzhledem k referenční hodnotě [39].

Vztah pro výpočet lineární regrese je následující [39]:

$$Y(t) = a + bx(t)$$

kde Y je závislá proměnná v čase, která predikuje hodnoty, kterých chceme dosáhnout, a je konstanta, b je parciální regresní koeficient a x je hodnota nezávislé proměnné v čase [39].

Cílem lineární regrese je [39]:

- vysvětlení rozptylu v závislé proměnné Y , k čemuž je statistika R^2 ,
- odhad vlivu nezávislé proměnné x na závislou proměnnou, k čemuž slouží nestandardizované regresní koeficienty b ,
- regresní rovnicí predikovat hodnoty závislé proměnné.

Předpoklady regresní analýzy jsou [39] [40]:

- závisle proměnný Y je metrická proměnná, to znamená měřena na intervalové úrovni;
- nezávisle proměnná je taktéž měřena na intervalové úrovni;
- v datech nesmí být zcela odlehlé hodnoty – metoda analýzy je velmi citlivá a odlehlé hodnoty by mohly narušit parametry rovnice;
- proměnné jsou v lineárním vztahu;
- proměnné jsou normálně rozloženy;
- vztahy mezi proměnnými jsou homogenně rozptýleny.

2.4.9 Metoda mnohonásobná lineární regrese – kombinace více proměnných

Jelikož bude v praktické části měřeno více přístroji mnoho parametrů, je možné využít vícenásobnou regresní analýzu, a tak zpřesnit výsledky pro každého probanda. Mnohonásobná lineární regrese umožní individuální přístup ke každému probandovi zvlášť [40].

Je možné vytvořit vzorec pro každého jedince pomocí referenční závislé proměnné, hodnotám nezávislé proměnné a regresní koeficienty [40].

Metoda mnohonásobně lineární regrese sleduje analytický vztah mezi proměnnými. Rovnice pro výpočet vícenásobné lineární regrese je [40]:

$$Y(t) = a + b_1x_1(t) + b_2x_2(t) + \dots + b_{n-1}x_{n-1}(t) + b_nx_n(t)$$

kde Y je závislá proměnná v čase, která predikuje hodnoty, kterých chceme dosáhnout, a je konstanta, b_1, b_2, b_{n-1}, b_n jsou parciální regresní koeficienty a x_1, x_2, x_{n-1}, x_n jsou hodnoty nezávisle proměnné v čase [40].

Cíle a předpoklady mnohonásobné lineární regrese jsou identické jako u jednoduché lineární regrese. Nezávislé proměnné by neměly příliš korelovat, aby nenastala absence multikolinearity [40].

2.5 Přehled dohledových podpůrných systémů pro složky IZS

Podporou složek integrovaného záchranného systému se zabývá více projektů. Tyto projekty se snaží zjednodušit členům IZS jejich povinnosti, a hlavně ochránit jejich životy a zdraví při krizových situacích. Systémy, které byly vynalezeny a stále se zdokonalují, se zabývají fyziologickými parametry jako je: pohyb a poloha jedince, teplota kůže, dechová frekvence a tepová frekvence.

2.5.1 FIRE

Projekt FIRE (The Fire Information and Rescue Equipment) vyvíjí bezdrátovou senzorovou síť (WSN – wireless sensor network) pro podporu hasičů při mimořádné události. FIRE určuje polohu hasičů v budově. WSN je pevně rozmístěna v budovách ve vzdálenosti 10 metrů. WSN slouží jako páteř pro komunikaci mezi hasiči a personálem obsluhy budovy. Jedinci komunikují skrz platformu The Telos Sky 802.15.4 a využívají operační systém TinyOS. Systém FIRE komunikuje s rozmístěnými detektory kouře SmokeNet a plní tak i funkci prevence požáru [41].

2.5.2 FireNet

Jedná se o bezdrátovou síť, která je vyvinuta speciálně pro hasičský záchranný sbor. Síť pracuje na principu Ad-Hoc. Systém přenáší data do sběrného zařízení. V síti lze najít

například lokační zařízení, které pracuje na GPS signálu. Do sítě lze připojit více zařízení, která mohou měřit například teplo, tepovou a dechovou frekvenci jedince. Informace jsou bezodkladně přenášeny do zobrazovacího monitoru velitele zásahu. Ten sleduje situaci a má více informací pro rozhodování. Data jsou taktéž odesílána na operační středisko IZS. Data se ukládají a výstup může sloužit k pozdějšímu vyhodnocení zásahu [42].

2.5.3 LifeNet

LifeNet je systém, který se zabývá lokalizací jedince v prostoru. Je velmi nápomocný pro hasičský záchranný sbor v prostředí, kde se člověk obtížně orientuje. LifeNet systém lze přirovnat k systému vodícího lana, který hasiči již po dlouhá desetiletí využívají. Hasič je připevněn k vodícímu lanu, a tak snáze nalezne cestu zpět k východu. Zároveň má přehled o tom, kde se již pohyboval. Lano se taktéž využívá pro připojení dvou hasičů k sobě. Jedinci využívající systém LifeNet vědí, jaká je vzájemná poloha kolegy [43] [44].

Systém LifeNet využívá ultrazvukové vysílače. V prostoru zásahu jsou rozmístěny majáky, které následně slouží jako snímací body. Hasič má připevněné lokační zařízení na botě, což má velkou výhodu, protože mu nepřekáží v práci. Do dýchací masky lze zabudovat malý monitor, který dává jedinci informaci, zda se kolega pohybuje v okolí. K zařízení na botě lze připojit také tepelný senzor, akcelerometr a podobná podpůrná zařízení [44].

2.5.4 MaD-WiSe

MaD-WiSe je zařízení, které se zabývá bezdrátovým přenosem dat sítě senzorů. Bezdrátová sensorová síť (WSN – Wireless sensor network) se skládá z několika senzorů s pamětí a možností přenosu dat pomocí rádiového rozhraní 802.15.4. Systém obsahuje jednotlivé senzory, které dokáží snímat světelné podmínky, teplotu a pohyb osoby pomocí akcelerometrů. Informace jsou přenášeny do hlavní snímací jednotky s 8 MHz procesorem. Hlavní snímací jednotka přenáší informace do zobrazovacího zařízení [45].

2.5.5 Preotex

Preotex je projekt programu EU, který se zabývá vývojem a výrobou inteligentních textilií, které lze využít pro složky integrovaného záchranného systému. Senzory, které

snímají funkce těla, jsou zabudovány přímo v látce. Například tričko dokáže snímat srdeční frekvenci, dechovou frekvenci a teplotu těla. V bundě je zabudovaný senzor pro snímání pohybu jedince, tepla v oděvu a senzor pro snímání okolních plynů. V bundě se nachází jednotka, která zpracovává data, textilní anténa, ohebná baterie a vizuální a sluchový alarm. Všechny přístroje není v současné době možné zabudovat do jednoho oděvu. Systém využívá kabely k přenosu dat. Dochází tak k menším energetickým nárokům na provoz a eliminuje se možnost ztráty dat, jak se to u bezdrátových systémů stává. Negativum kabelového systému je, že dochází k poškození z důvodu únavy materiálu, proto je Preotex náročnější na údržbu [46].

2.5.6 Zephyr

Zephyr je hrudní pás se senzory, který je využíván jak při sportovních výkonech, tak armádou. Systém se skládá z hrudního pásu, jednotky pro přenos dat, GOS senzorů, komunikačního zařízení, nabíječek a softwaru. Hrudní pás snímá EKG, tepovou a dechovou frekvenci, kožní odpor a teplotu. Z těchto veličin vypočítává fyzickou aktivitu. V provedení pro armádu, je hrudní pás propojen s taktickým rádiem. Software OmniSense 5.0 zobrazuje naměřená data, ukládá a analyzuje je v reálném čase. Lze ho nainstalovat do systému Windows, iOS, Android jak pro PC tak do mobilního zařízení [47].

2.6 Anaerobní a aerobní fyzická zátěž

Anaerobní fyzická zátěž je zpravidla krátkodobá aktivita, kdy sval získává energii pomocí anaerobní glykolýzy. Při tomto pohybu vzniká ve svalích laktát, který způsobuje únavu. Tento typ fyzické zátěže je obtížně měřitelný konvenčními metodami [48].

Aerobní zátěž je zpravidla dlouhodobá pohybová aktivita, kdy tělu nestačí energetické zásoby ve svalové tkáni, a proto je provázána s kardiovaskulárním systémem. Ten zvýší aktivitu a tím do svalů přivede potřebné množství energetických substrátů a kyslíku. Energetické substráty jsou oxidovány na oxid uhličitý a vodu. Při aerobním procesu se netvoří laktát. Při vyšší fyzické aktivitě organismus potřebuje vyšší příjem kyslíku. Po dosažení maximální spotřeby kyslíku lze výkon zvýšit pouze anaerobně [48]. Aerobní zátěž lze měřit metodami, které jsou popsány v kapitole 2.4.

2.7 Vliv zevního prostředí na fyzickou zátěž

Na intenzitu výdeje energie se bezesporu podílejí velkou částí okolní podmínky jako je teplo, tepelné záření, vlhkost vzduchu, proudění vzduchu, tlak atd. [48].

S prací v horku i chladu se pracovníci IZS běžně setkávají, jelikož se geograficky nacházíme v mírném prostředí. Horké prostředí je umocněno prací hasičů v bezprostředním kontaktu s ohněm.

2.7.1 Fyzická zátěž v horku

Teplota jádra se individuálně pohybuje v rozmezí 37,0-38,5 °C. Při zvýšení teploty v jádře organismu se aktivují obranné mechanismy těla pro její snížení. Receptory termoregulace se nacházejí v hypotalamu. Tělo se brání zvyšováním teploty produkcí potu, který tělo ochlazuje. Tělo obsahuje 50-70 % vody, avšak na pocení je vyhrazeno pouze malé procento. Při ztrátě vody 4 % tělesné hmotnosti nastává nedostatečné prokrvení kůže a člověk se méně potí. Při dosažení 42 °C nastává kritický stav, kdy bílkoviny denaturalizují a tím nastává nebezpečný stav [49].

Při intenzivní práci svalů mladého člověka dochází k tvorbě tepla 15krát až 20krát více než při bazálním metabolismu. Tzn. že by se tělo při selhání termoregulačních procesů oteplovalo o 1 °C každých 5 minut [50].

Nielsen vytvořila experiment, kdy zkoumala rektální teplotu u probandů při fyzické zátěži. Teploty prostředí se pohybovaly v rozmezí 5–36 °C. Teplota v rektu se při 30minutovém výkonu v rozdílných teplotách neměnila. Změnila se reakce těla, a to rozdílným způsobem ochlazování. S rostoucí teplotou okolí se zvyšovalo ochlazování těla pomocí pocení a odpařování potu a snižoval se výdej tepla zářením a prouděním. Při snižování teploty těla pocením se zároveň odvádějí soli a tělo se dehydratuje. Příznaky přehřátí organismu jsou závratě, bolesti hlavy, zvracení i bezvědomí [50].

2.7.2 Fyzická zátěž v chladu

Když rektální teplota klesne pod 35 °C, jedná se o hypotermii. Při dosažení teploty 34 °C nastává hypotermie a hypotalamus přestává plnit funkci regulace teploty. Organismus

reaguje mělkým dýcháním, poruchami srdečního rytmu a poklesem krevního tlaku. Organismus člověka se nedokáže sám dostat z podchlazení, jakmile teplota rekta klesne pod 29 °C [50].

Při fyzické zátěži v chladném prostředí dochází k ohrožení homeostázy. Když se tělo dlouhodobě nachází v chladném prostředí, brání se ukládáním tělesného tuku. Velký vliv na schopnost vyrovnávání teploty organismu je kvalita spánku. Člověk snadněji ztrácí teplo hned po jedné noci spánkové deprivace. Ztrátu tepla v chladu umocňuje studený proud vzduchu a zvýšená vlhkost. V tabulce 3 lze vidět vliv větru na teplotu u vhodně oděných osob [50].

Tabulka 3 závislost rychlosti větru na ekvivalentním teplu dle Wilmora [50]

Rychlost větru (km/h)	Ekvivalentní teplota (°C)							
bezvětří	10	4	-1	-7	-12	-18	-23	-29
16	4	-2	-9	-16	-23	-31	-36	-43
32	0	-8	-16	-23	-32	-39	-47	-55
48	-2	-11	-19	-28	-36	-44	-53	-62
65	-3	-12	-21	-29	-38	-47	-56	-65
hodnocení	malé ohrožení				zvýšené ohrožení			kritické

Při intenzivní práci v oblečení dochází k promočení látky. Ta pak ztrácí izolační vlastnosti a má vyšší hmotnost. Při dlouhodobém výkonu může dojít k přílišnému ochlazení vlivem mokrého oblečení [50].

3 CÍL PRÁCE

Cílem diplomové práce je realizace, kalibrace a experimentální ověření metody a algoritmu pro automatické vyhodnocení fyzické zátěže hasičů pomocí agregace dat ze sensorového systému, který snímá veličiny jako je tepová frekvence, pohybová aktivita a teplota. Námět diplomové práce navazuje na akademické práce se spoluprací se Společným pracovištěm biomedicínského inženýrství FBMI a I LF UK. V předešlých pracích nebyla použita mnohonásobná lineární regrese pro účely individuální kalibrace výpočtu energetického výdeje. V diplomové práci je navíc zohledněna potenciální souvislost energetického výdeje s teplotou těla.

V teoretické části jsou rešerší zpracovány informace ohledně problematiky fyzické zátěže u hasičů. Je sepsán podrobný rozbor dostupných metod a algoritmů pro výpočet fyzické zátěže a přehled monitorovacích a měřících přístrojů, které se současně využívají v IZS.

V praktické části bude navrženo optimální rozmístění senzorů na těle a ve výstroji. Bude navrženo a realizováno laboratorní kalibrační měření pro účely individuální kalibrace systému a následně navrženo a provedeno poloterénní ověřovací měření pro otestování metod. Dále bude použit algoritmus pro hodnocení fyzické zátěže vycházející z odhadu okamžitého energetického výdeje v kombinaci s parametrem teploty a pohybové aktivity. Data budou zpracována v příslušných programových prostředcích, vyhodnocena a budou stanoveny osobní bezpečnostní prahy a predikce a signalizace rizikového stavu.

Měření provedená v diplomové práci jsou dílčí částí projektu FBMI ČVUT k ochraně zdraví a životů zaměstnanců IZS. Projekt má za cíl zdokonalovat komplexní sledování hasiče.

Hypotéza č. 1: Předpokládáme, že lze odhad energetického výdeje zpřesnit pomocí individuální kalibrace vycházející z krátkodobého měření při definované zátěži pomocí referenční metody založené na nepřímé kalorimetrii a následné aplikaci multiregresní analýzy s cílem získat individualizované parametry modelu pro výpočet energetického výdeje.

Hypotéza č. 2: Dále předpokládáme, že lze odhad energetického výdeje zpřesnit zařazením dalších fyzikálních veličin jako je fyzická aktivita a tělesná teplota do výpočtu.

4 METODIKA

Kapitola metodika je věnována podrobnostem průběhu praktického zpracování. Je zde představena studovaná skupina, použité přístroje, průběh kalibračního a ověřovacího experimentu a způsob zpracování naměřených dat.

Diplomová práce je vypracována jako prospektivní intervenční studie s lidskými probandy. Experimentální část proběhla v prostorách a laboratořích Společného pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI a 1. LF UK na Albertově.

4.1 Popis studované skupiny

Pro experiment byli vybráni lidé, jelikož se nejedná o žádné bezpečnostní ani zdravotní riziko. Zúčastnili se ho dobrovolníci především z řad studentů a zaměstnanců Českého vysokého učení technického v Praze a ze složek integrovaného záchranného systému. Měření se zúčastnili muži i ženy ve věkovém rozmezí 23-34 let. Podmínka pro absolvování experimentu byl věk 20-50 let, jelikož se jedná o předpokládaný věk aktivních hasičů ve výjezdových jednotkách. V současné době v České republice ženy nemohou pracovat v aktivním výjezdovém družstvu hasičského záchranného sboru. Vzhledem ke změnám ve světě za poslední léta lze předpokládat, že se ženy v budoucnu stanou členy aktivního výjezdu. Z tohoto důvodu jsou ženy zařazeny do experimentálního měření.

Osoby, které se přihlásily do experimentu, byly podrobně obeznámeny s průběhem měření, riziky a byly tázány na zdravotní stav. Měření mohly absolvovat ty osoby, které netrpí nemocí dýchacího ústrojí, pohybového ústrojí a jedinci bez kardiovaskulárních chorob. Bylo jim důrazně sděleno, že mohou experiment bez jakéhokoliv udání důvodu ukončit z vlastní vůle. Proband byl pečlivě vyzpovídan o zdravotním stavu a následně mu byl předložen informovaný souhlas. Ukázku prázdného dokumentu Informovaný souhlas lze najít v příloze 3.

V dokumentu informovaného souhlasu se nachází informace o použitých přístrojích a způsobu měření kyslíku, oxidu uhličitého, srdečního tepu, pohybové aktivity a teploty těla. Probandi jsou obeznámeni s povahou nastávajícího experimentu a hodnotách, které se budou měřit (váha, výška...). Dále se v dokumentu nachází popis průběhu experimentu, rizika

a omezení vykonávání měření (nemoci kardiovaskulární soustavy, nemoci dýchacího ústrojí, nemoci pohybového ústrojí). Jediným diskomfortem pro probandy je způsob upevnění přístrojů – ať se jedná o popruhy, či lékařské pásky. Náklady na odškodnění v případě úrazu probanda nese ČVUT Fakulta biomedicínského inženýrství. Proband se zavazuje, že vykonává experiment dobrovolně bez nároku na jakoukoliv odměnu.

Po přečtení informovaného souhlasu proband stvrdil podpisem, že je zdravotně způsobilý k vykonání experimentu a že plně porozuměl informacím, které mu byly podány. Měření se zúčastnilo celkem 8 probandů, z toho 6 mužů a 2 ženy.

Aby byla zachována anonymita probandů, bylo každému ze zúčastněných osob přiděleno identifikační číslo, pod kterým v experimentu vystupuje.

4.2 Použité přístroje

Během experimentu v diplomové práci byl použit přístroj OxyconMobile pro vytvoření referenčních hodnot energetického výdeje a přístroj systému FlexiGuard pro měření tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty člověka. Data z přístroje FlexiGuard byla následně použita pro výpočet energetického výdeje dle tepové frekvence, dle pohybové aktivity a kombinovanými metodami.

4.2.1 OxyconMobile

OxyconMobile je multifunkční telemetrický měřicí systém vyvinutý v divizi Jäger ve společnosti CareFusion. Využívá se ve zdravotních zařízeních i sportovní medicíně pro měření parametrů lidí při fyzické zátěži. Zařízení dokáže měřit mnoho veličin jako je pohybová aktivita, tep, objem vdechnutého a vydechnutého kyslíku a vdechnutého a vyprodukovaného oxidu uhličitého a následně vypočítává energetický výdej v reálném čase pomocí metody nepřímé kalorimetrie. Přístroj se využívá při ordinárním i zátěžovém vyšetření spirometrie a EKG [51].

Hardware OxyconMobile obsahuje kompaktní jednotky DEx (Data Exchange unit) a SBx (Sensor Box unit), které se umísťují popruhem na hrudník nebo na záda testované osoby. Popruh má variabilní části a lze ho nastavit na všechny typy postav člověka [51].

Jednotka DEx je telemetrická jednotka s anténou, baterií a paměťovou kartou. DEx slouží primárně k telemetrickému přenosu dat do přijímacího zařízení v reálném čase. Baterie umístěná v jednotce DEx napájí jak jednotku DEx samotnou, tak jednotku SBx. Paměťová karta má kapacitu paměti 1 GB. Na paměťovou kartu se zapisují data průběžně během měření. Při telemetrickém přenosu dat může dojít k přerušení spojení a tím se data ztratí. Flash disk slouží jako záloha. Po ukončení měření, lze paměťovou kartu vyjmout a pomocí přiložené čtečky paměťových karet nahrát změřená data do počítače. Pro správný export dat z paměťové karty je potřeba využít software JLAB5 poskytovaný k zařízení OxyconMobile. Pro účely diplomové práce byl vždy zvolen postup získání dat z paměťové karty, aby nebyla data nikterak zkreslena [51].

Jednotka SBx slouží jako analyzátor dechových plynů. Do jednotky SBx jsou zavedeny trubičky ze zařízení pro snímání dechu (TripleV senzoru) a kabel z jednotky DEx pro napájení. Pomocí masky na obličeji se snímá objem vdechnutého i vydechnutého vzduchu a obsah kyslíku a oxidu uhličitého v něm [51].

Měření kyslíku funguje na elektrochemickém principu. Oxid uhličitý se detekuje tepelně vodivostním principem. Objem vzduchu se snímá pomocí tzv. TripleV snímače. Jedná se o oboustranný digitální senzor objemu. Daný TripleV senzor lze použít při pracovní teplotě -10–50 °C, tlaku vzduchu 500-1100 hPa, vlhkosti vzduchu 10-95 % a pracovní výšce -1400-5500 m. n. m. Snímač je umístěn na obličeji pomocí masky a popruhů v zátylku a temeni. Čas odezvy senzoru je menší než 80 ms. Popruhy k uchycení masky mají tři velikosti – S, M, L. Velikosti popruhů byly použity dle obvodu hlavy probanda [51].

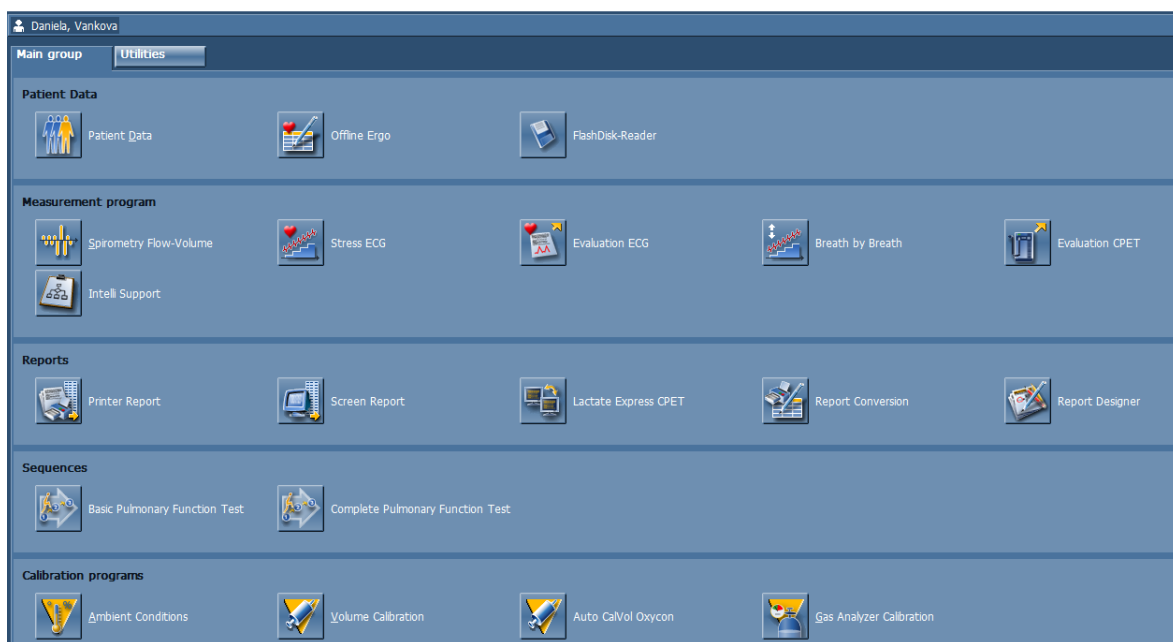
Dalším hardwarovým komponentem je přijímací jednotka s anténou. Ta sbírá naměřená data a posílá je do zobrazovacího zařízení. Přijímací zařízení je propojeno USB kabelem k zobrazovacímu zařízení, v našem případě s laptopem, který má nainstalovaný software. Přijímací jednotka taktéž slouží ke kalibraci jednotky SBx. Kalibrace zařízení se spustí pomocí softwaru. Při kalibraci je potřeba připojit přijímací jednotku k elektrické síti 230 V/50 Hz. Při měření je jednotka napájena z laptopu pomocí USB kabelu [51]. Části systému OxyconMobile se nacházejí na obrázku 2.



Obrázek 2 Fotografie zařízení systému OxyconMobile, které je uloženo v kufru. Nahoře zleva: nabíječka baterií a baterie, přijímací jednotka a tlaková bomba pro kalibraci zařízení. Dole zleva: jednotka SBx, jednotka DEx s anténou, ventil na tlakovou bombu a tripleV senzor. Vlastní tvorba.

Laptop slouží jako zobrazovací zařízení, jestliže má nainstalovaný software JLAB5 dodávaný k zařízení OxyconMobile. Aplikace JLAB5 spravuje všechny úkony od kalibrace hardwaru, přes zobrazení měření v reálném čase až po vyhodnocení měření. V aplikaci lze zadat parametry probanda, vybrat test měření i protokol, dle kterého se měří [51].

Software obsahuje možnost měření spirometrie, spiroergometrie, EKG, zátěžového EKG, tepové frekvence (HR), měření „průtok – objem“, nepřímou kalorimetrii. Lze stanovit ventilační anaerobní práh „anaerobic treshold“. Software podporuje vytvoření databáze probandů, vlastního testu podle měřených parametrů, zátěžových testů, vzhledu grafů na obrazovce při měření, a vlastní reporty a zprávy. Pro vyhodnocení se využívá program IntelliSupport. Na obrázku 3 lze vidět design softwaru JLAB [51].



Obrázek 3 Designe softwaru JLAB5 systému OxyconMobile. Úvodní menu. Vlastní tvorba.

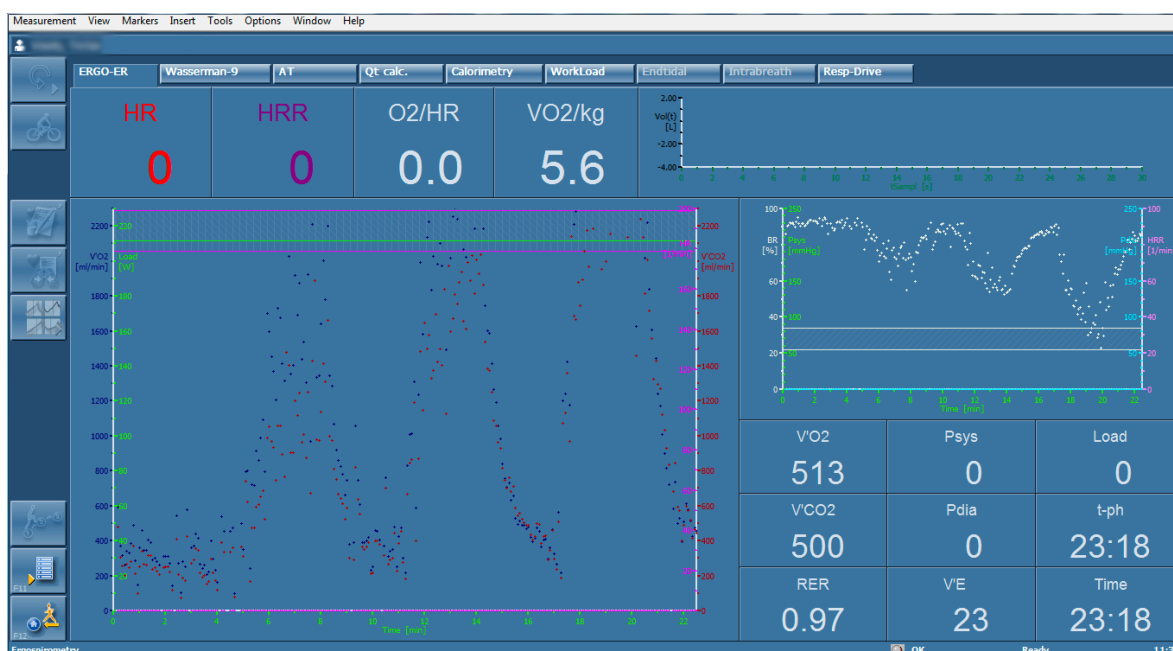
Pro účely experimentu je potřeba vytvořit profil každého probanda v tzv. Patient Data. Do předpřipraveného protokolu, který lze vidět na obrázku 4 se zapíše jméno, příjmení, pohlaví, výška, váha, datum narození, věk a přiřadí se k osobě identifikační číslo. Informace, které jsou vkládány do protokolu, jsou následně použity pro vyhodnocování naměřených dat [51].



Obrázek 4 Designe softwaru JLAB5 systému OxyconMobile. Patient Data. Vlastní tvorba.

Ve Workload Editoru lze sestavit vlastní verzi testu. Zde se zvolí délka a popis jednotlivých fází. Pro experiment byla zvolena jedna fáze a průběh byl zapisován do karty probanda, viz Příloha 4. Výsledky z OxyconMobile jsou následně porovnávány s výsledky ze zařízení FlexiGuard. Pro ukládání naměřených dat se používá funkce Report Designer. Skrz ni lze vytvořit soubor .pdf s grafikou softwaru nebo .xls a .csv pro další zpracování [51].

Pro účely diplomové práce je využita funkce „Breath by Breath“, která měří ergospirometrii, stresové EKG a pro nás důležitou nepřímou kalorimetrii. Při spuštění funkce vidíme obrazovku s měřenými hodnotami (VO_2 a VCO_2) v reálném čase, grafy zaznamenaných dat s oddělenými jednotlivými fázemi a čas délky experimentu. Náhled na grafiku obrazovky viz obrázek 5 [51].



Obrázek 5 Designe softwaru JLAB systému OxyconMobile. Grafika obrazovky při měření probanda č. 7 při kalibračním měření. Vlastní tvorba.

Zařízení lze použít pro účely IZS i armády, jelikož dokáže odolat extrémním terénním podmínkám, ať se jedná o vysoké i nízké teploty nebo vysokoprocenní vlhkost vzduchu. Při samotném použití v terénu není potřeba přímého zdroje elektrické energie a dosah signálu antény je až 1 km [51].

4.2.2 FlexiGuard

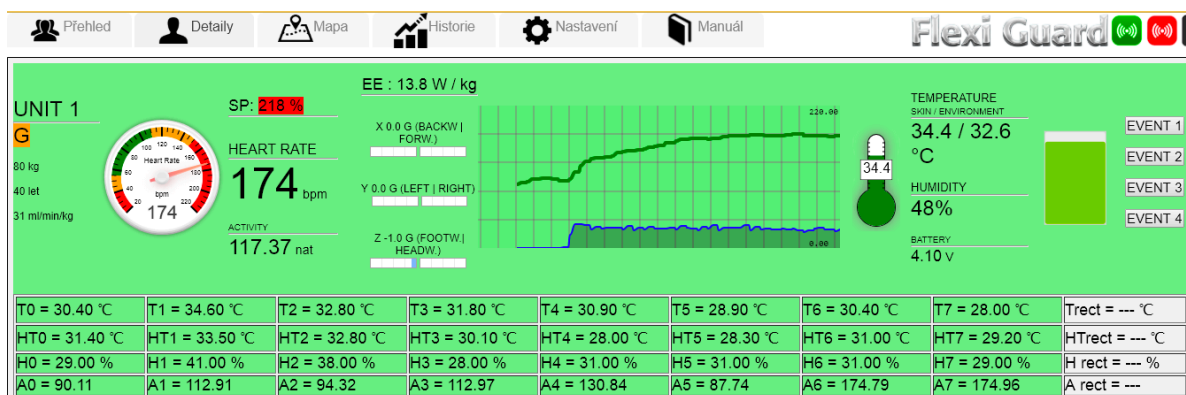
FlexiGuard je projekt, který realizuje Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze. Jedná se o dohledový systém, který se již využívá při výcviku složek IZS a zároveň

jako podpora při zásahu. FlexiGuard je telemetrické zařízení, které snímá teplotu na kůži, tepovou frekvenci, kožní odpor a míru fyzické aktivity v reálném čase. Dále také dokáže snímat situaci okolí – teplotu prostředí, vlhkost, přítomnost kouře či ionizujícího záření. Zařízení vysílá signály do řídicí jednotky a ta odesílá informace do zobrazovacího monitoru. Zobrazovací software lze vidět na obrázku 6. Systém dokáže automaticky vyhodnotit nebezpečný stav jedince a zobrazí výstražní signál pozorovateli [52].

Zařízení je upevněno na těle jedince nebo zabudované v obleku. Je vyrobeno několik verzí a FlexiGuard je přímo přizpůsoben požadavkům zadavatele. Zařízení se skládá z několika BAN nodů a řídicího modulu, které jsou upevněny na těle jedince [52]. Přístroj, který je využíván pro experimentální část diplomové práce, lze vidět na obrázku 7.

BAN nody se připevňují v počtu 4-8 na tělo probanda dle osobních preferencí pomocí popruhů či lékařské lepící pásky a jednorázových EKG elektrod. Nody dokáží měřit pohybovou aktivitu, vlhkost, teplotu na kůži a okolního prostředí a následně vysílají data do modulární řídicí snímací jednotky v reálném čase. Řídicí modul je umístěn na hrudníku probanda, měří tepovou frekvenci a posílá zaznamenané informace ze všech nodů v síti (princip BAN – Body Area Network) do vizualizační jednotky a zároveň ukládá data na záznamové medium (Micro SD). Vizualizační jednotkou je zpravidla tablet nebo laptop s nainstalovaným softwarem FlexiGuard [52].

Projekt FlexiGuard se zabývá vývojem jak softwaru, tak hardwaru k ulehčení práce složkám integrovaného záchranného systému. Projekt se posledních několik let úspěšně užívá ve výcviku Armády ČR. Přístroj FlexiGuard je použit v diplomové práci pro snímání pohybové aktivity, tepové frekvence a teploty na kůži probanda v průběhu experimentu [52].



Obrázek 6 Designe zobrazovacího softwaru systému FlexiGuard. Vlastní tvorba



Obrázek 7 Fotografie systému FlexiGuard použita při experimentech v praktické části diplomové práce. Nahoře zleva: popruh pro uchycení hlavního senzoru a řídicí jednotky, 4 BAN nody v dokovacích stanicích, hlavní senzor a řídicí jednotka spojené kabelem, USB přijímač s anténou a 4 BAN nody v dokovacích stanicích. Dole: dokovací stanice pro řídicí jednotku. Vlastní tvorba.

4.3 Přípravná fáze experimentu

Před zahájením experimentu bylo potřeba prověřit funkčnost přístrojů. Přístroj OxyconMobile byl kalibrován před každým použitím. Byla zjištěna funkčnost OxyconMobile několika zkušebními měřeními včetně funkčnosti přenosu a pravdivosti dat na paměťovou kartu a do počítače. Taktéž byl zkontrolován systém FlexiGuard pohybem a pomocí působení tepla na jednotlivé nody zvlášť.

Pro probandy byly připraveny očištěné přístroje, židle, matrace, polštář, deka, hudba a prostor pro absolvování experimentu.

Pro hladký průběh měření byla sestavena karta probanda (viz Příloha 4), která slouží k zápisu informací z experimentu. Pro anonymizaci výsledků bylo probandovi přiděleno identifikační číslo, které je použito ve výsledcích této diplomové práce. Do karty jsou zaznamenány následující informace:

- osobní údaje: jméno, příjmení, datum narození, pohlaví, věk, bydliště a kontakt;
- údaje naměřené před experimentem: výška, váha, tepová frekvence, teplota v místnosti;
- zdravotní stav: požívání alkoholu, kouření, nemoci respirační soustavy, nemoci kardiovaskulární soustavy, nemoci pohybového ústrojí, úrazy, míra trénovanosti probanda;
- potvrzení pravdivosti informací: datum, místo, podpis;
- informace o podepsání informovaného souhlasu probandem.

V druhé části protokolu je zapsáno jméno odpovědného měřitele, datum vykonání experimentu a časy začátků a konců jednotlivých fází měření. U 3. fáze jsou zaznamenány intervaly časů chůze do schodů a ze schodů. V třetí části protokolu proband vyplňuje dotazník subjektivních pocitů, který obsahuje otázky ohledně pohodlí a náročnosti průběhu experimentu.

4.4 Průběh experimentu

Experiment se skládal ze dvou částí – kalibrační měření, ověřovací měření. Fáze se konaly ve dvou odlišných dnech pro předejití stupňované zátěže. První měření trvalo méně než 30 minut a druhé méně než dvě hodiny. Obě měření měla identický průběh v části poučení a nasazení přístrojů.

4.4.1 Poučení

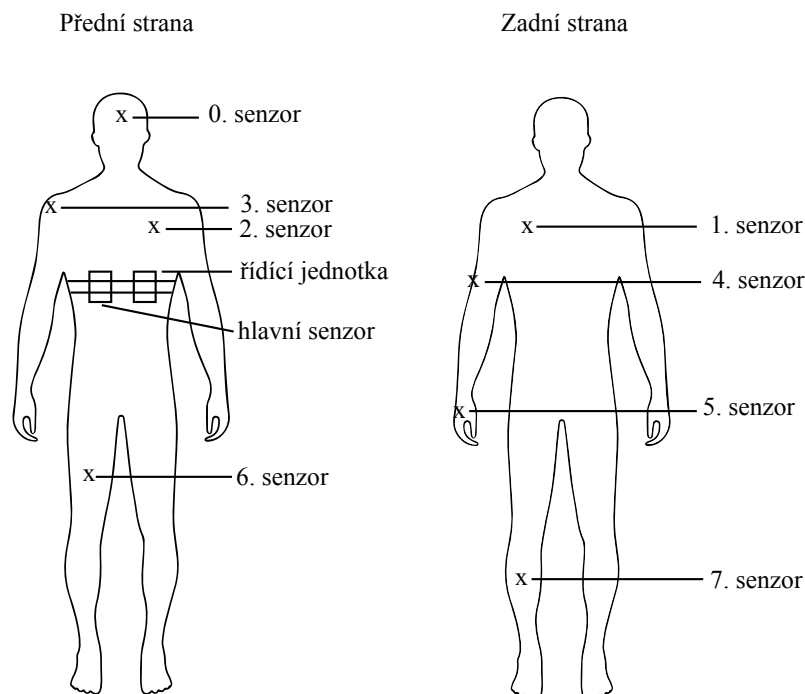
Po příchodu byl proband podrobně seznámen s experimentálním postupem. Byl mu předložen k prostudování Informovaný souhlas (viz Příloha 3) a podrobně popsán průběh měření. Proband byl seznámen s riziky nesoucí absolvování experimentu a bylo mu zdůrazněno, že kdykoliv může experiment ukončit. Po podpisu informovaného souhlasu bylo přistoupeno k vyplnění karty probanda (viz Příloha 4), kde byl proband tázán na osobní informace a zdravotní stav. Pravost podaných dat stvrdil podpisem. Pokud proband podepsal oba dokumenty a nepřekázela žádná skutečnost v absolvování experimentu, byl připuštěn k absolvování měření. Při ověřovacím měření byl proband vyzván ke zkoušce výšky sedátka a řídítek bicyklového ergometru, aby byla závěrečná fáze experimentu bez prostojů.

4.4.2 Nasazení měřících přístrojů

Nejdříve byl na účastníka nainstalován systém FlexiGuard pod oblečení na kůži v přesně definovaných místech (schéma viz obrázek č. 9):

- Řídící jednotka byla umístěna hrudním pásem v úrovni mečovitého výběžku sternu. Vpravo od sternu se zachytila na popruhu odesílací jednotka a vlevo jednotka pro měření teploty a tepové frekvence.
- 0. nod pro měření teplot, vlhkosti a pohybové aktivity byl situován na čele probanda pomocí lékařské lepící pásky a EKG elektrody.
- 1. nod pro měření teplot, vlhkosti a pohybové aktivity byl situován na hrudník distálně nad pravou lopatku lékařskou lepící páskou a EKG elektrodou.
- 2. nod pro měření teplot, vlhkosti a pohybové aktivity byl situován na hrudníku ventrálně na levý prsní sval lékařskou lepící páskou a EKG elektrodou.
- 3. nod pro měření teplot, vlhkosti a pohybové aktivity byl situován na pravém nadloktí v blízkosti ramenního kloubu lékařskou lepící páskou a EKG elektrodou.

- 4. nod pro měření teplot, vlhkosti a pohybové aktivity byl situován na levém nadloktí v polovině vzdálenosti od ramenního po loketní kloub pomocí lékařské lepící pásky a EKG elektrody.
- 5. nod pro měření teplot, vlhkosti a pohybové aktivity byl situován na hřbetu levé ruky lékařskou lepící páskou a EKG elektrodou.
- 6. nod pro měření teplot, vlhkosti a pohybové aktivity byl situován na pravém stehnu ventrálně v polovině vzdálenosti od kyčelního po kolenní kloub lékařskou lepící páskou a EKG elektrodou.
- 7. nod pro měření teplot, vlhkosti a pohybové aktivity byl situován na levém lýtku distálně v polovině vzdálenosti od kolenního kloubu po kotník lékařskou lepící páskou a EKG elektrodou.

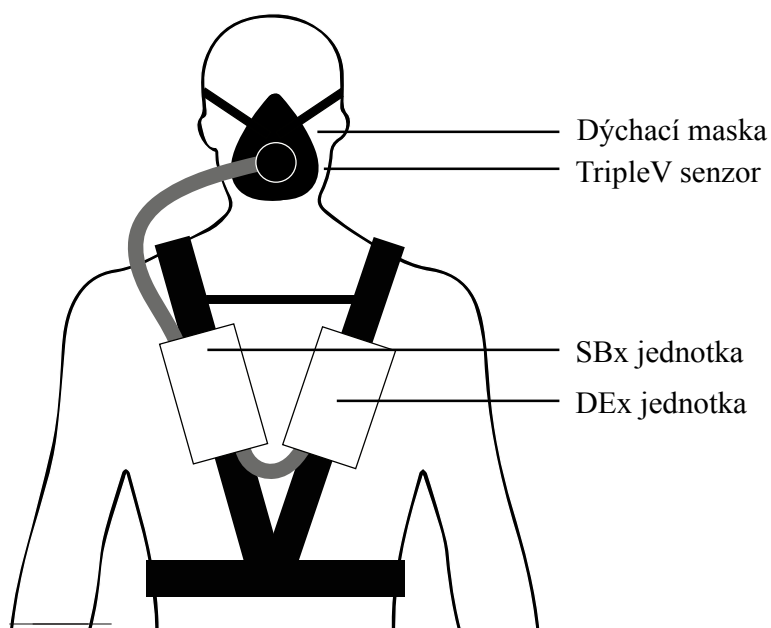


Obrázek 8 Schéma umístění senzorů systému FlexiGuard na probanda. Vlevo pohled z přední strany, vpravo ze zadní strany. Vlastní tvorba.

Následně si proband oblékl sportovní oblečení a bylo na něho nainstalováno zařízení OxyconMobile. Schéma umístění systému OxyconMobile se nachází na obrázku č. 10 a fotografie na obrázku č. 11. Části systému byly umístěny na probanda v tomto pořadí:

- řídicí a snímací jednotka (DEx, SBx) na hrudníku ventrálně pomocí popruhů,
- dýchací maska na obličej v oblasti úst a nosu pomocí popruhů vedoucích přes temeno a týl hlavy,

- TripleV senzor byl připojen k jednotce SBx pomocí trubičky a nasazen na dýchací masku.



Obrázek 9 Schéma umístění zařízení systému OxyconMobile na probandovi. Pohled z přední strany. Vlastní tvorba.



Obrázek 10 Fotografie jednoho z probandů se zkalibrovaným a nainstalovaným systémem OxyconMobile. Na hrudníku je umístěna vlevo jednotka SBx pro analýzu plynů a vpravo DEx s anténou, baterií a paměťovou kartou. Na obličeji je umístěna lícnice masky pomocí popruhů velikosti L. Do lícnice je vložen TripleV senzor. Pohled z přední strany. Vlastní tvorba.

Funkčnost a přiléhavost obličejové masky byly zkontrolovány přitlačením dlaně na filtr zepředu. Vzduch nesměl prostupovat přes lícnice. Po nainstalování a kontrole funkčnosti zařízení bylo zahájeno snímání probanda.

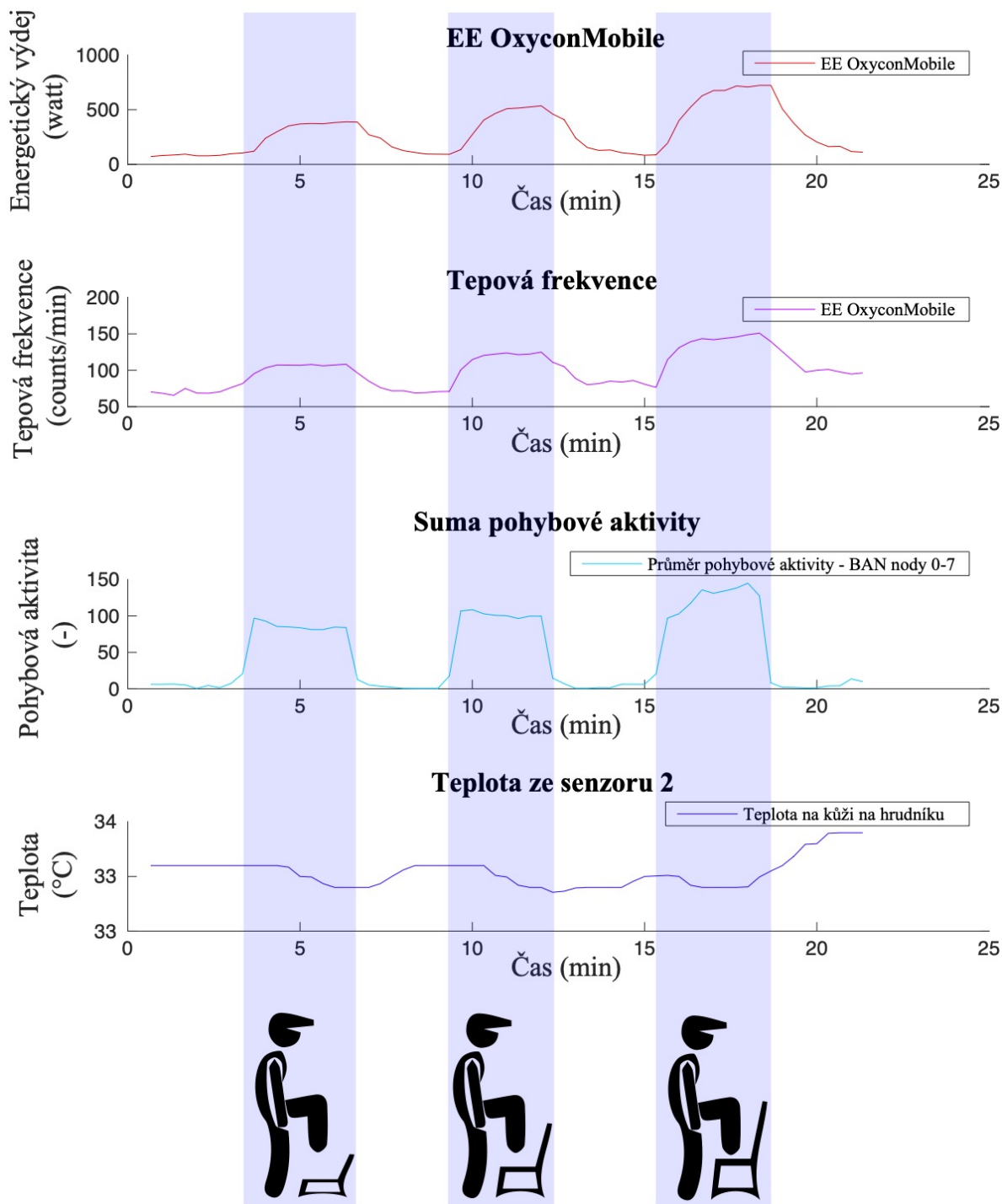
4.4.3 Kalibrační měření

Pro kalibrační měření byl zvolen vícestupňový StepTest v kombinaci s fází klidu na židli.

Kalibrační měření bylo zahájeno usazením probanda na židli po dobu 3 minut. Následně se proband postavil ke stupínku a položil jednu nohu nahoru na stupínek, druhou stál na zemi. Během StepTestu měl za úkol vystupovat na stupínek oběma nohama a sestupovat ze stupínku rovněž oběma nohama na zem s přesnou kadencí a to 30 výstupů za minutu. Při stožení na stupínek musel proband propnout nohy v kolenou. Pro správnou rychlost a provedení testu byl proband doprovázen zvukem metronomu.

První výška stupínku byla nastavena na 15 cm, druhá na 25 cm a třetí 35 cm. Mezi jednotlivými fázemi stupňovaného StepTestu se nacházela klidová fáze na židli v délce 3 minut. StepTest sloužil k tvorbě kalibrační křivky pro vyhodnocení energetického výdeje z tepové frekvence, z pohybové aktivity a rovněž pro kombinaci metod měření EE.

Pro realizaci experimentu byl využit výrobek firmy Ketter, který je právě k zátěžovému vícestupňovému testu určen. Na obrázku č. 12 lze vidět schéma průběhu kalibračního měření [53].

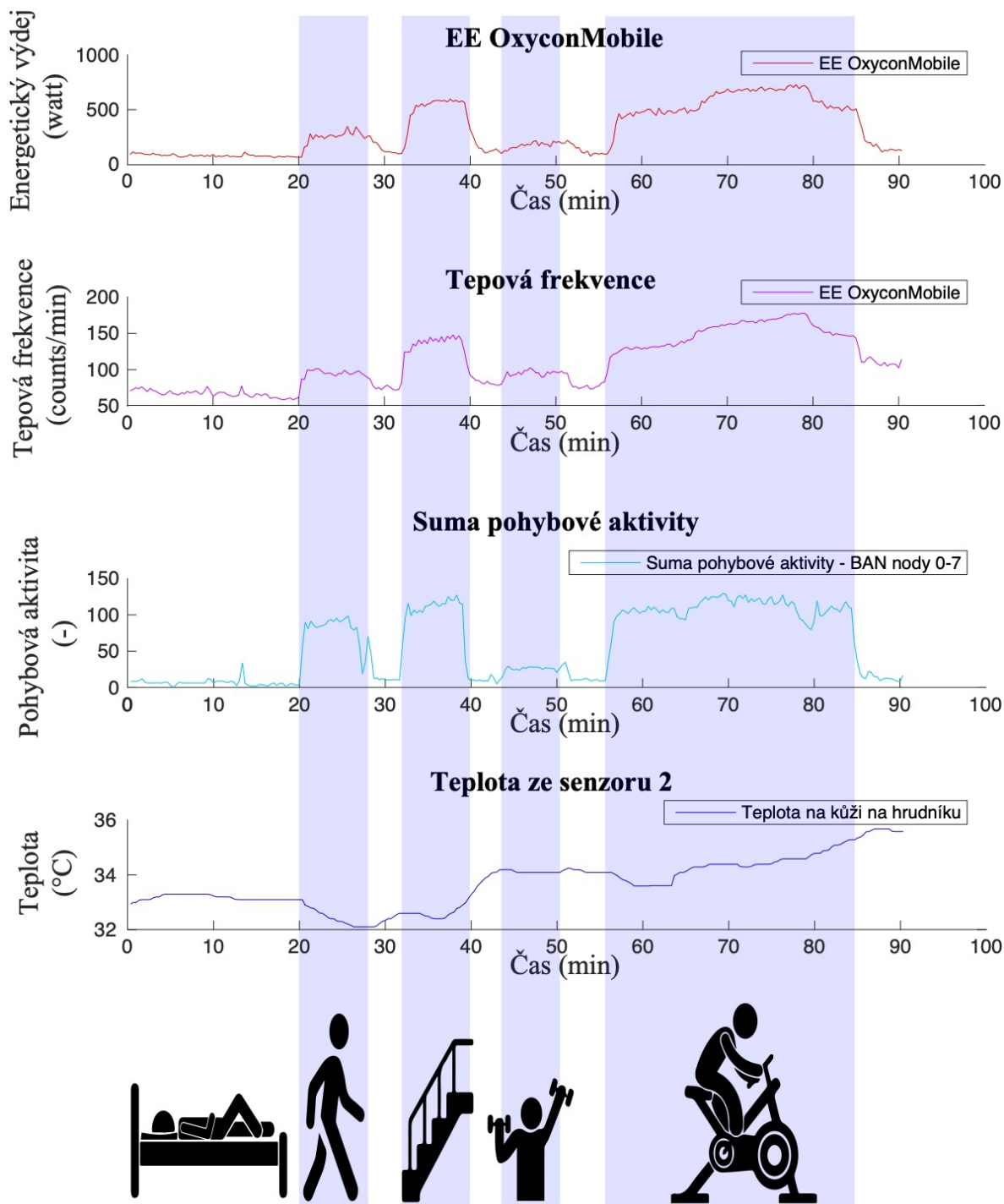


Obrázek 11 Schéma znázorňující průběh kalibračního experimentu probanda s ID 8 – klidová fáze na židli, StepTest s 15cm stupínkem, klidová fáze na židli, StepTest s 25cm stupínkem, klidová fáze na židli, StepTest s 35cm stupínkem a poslední klidová fáze na židli. První graf závislosti energetického výdeje na času znázorňuje referenční data energetického výdeje vypočítaná systémem OxyconMobile (červená křivka). Druhý graf závislosti tepové frekvence na času značí průběh tepové frekvence (fialová křivka). Třetí graf závislosti pohybové aktivity na čase znázorňuje součet zrychlení z akcelerometrů umístěných na 8 částech těla (světle modrá křivka). Čtvrtý graf závislosti teploty na času značí teplotu naměřenou na hrudníku probanda senzorem č. 2 (tmavě modrá křivka).

4.4.4 Ověřovací měření

Na počátek měření byla zařazena 20minutová klidová fáze v leže. Proband si lehl na matraci do oddělené místnosti s tlumeným osvětlením a klidnou relaxační hudbou. Pro pocit komfortu mu byla nabídnuta deka a polštář. Důvodem této fáze bylo zklidnění probanda nulovou fyzickou aktivitou. Bylo mu doporučeno pokusit se usnout. Po dvaceti minutách byl proband informován o změně fáze vstupem měřícího pracovníka do místnosti. Následovala 7minutová chůze po rovině, 5minutová klidová fáze na židli a 7minutová chůze do schodů a ze schodů. Do protokolu probanda byly zaznamenány intervaly chůze nahoru do schodů a dolů ze schodů pro další podrobnou analýzu. Experiment pokračoval 5minutovým odpočinkem na židli a prací horní polovinou těla. Při práci horní polovinou těla se proband nacházel ve stoje, uchopil podhmatem činky, ohnutím v loketním kloubu přitáhl činky k úrovni ramen a vzpažil. Stejný postup následoval zpět do výchozí pozice – svěšených rukou. Cvik opakoval po dobu 7 minut. Následovala 5minutová klidová fáze na židli.

Poslední fází experimentu byla jízda na bicyklovém ergometru. Proband měl přichystanou výšku sedátka a řídítek již před začátkem měření. Zde se nastavení na bicyklovém ergometru dělilo dle pohlaví probanda. Ženy prvních 10 minut měly nastavený výkon na 60 W a druhých deset minut na 120 W. Po uplynulých 20 minutách se zvyšoval výkon schodovitě o 30 W každé 3 minuty. Mužům byl nastaven výkon 80 W prvních 10 minut a následně navýšen na 160 W. Po 20 minutách byl výkon zvyšován o 50 W každé 3 minuty. Když proband usoudil, že je na maximum svého výkonu, snížil se výkon zpět na výchozí hodnotu (ženy 60 W a muži 80 W) na tzv. vyjetí po výkonu. Vyjetí trvalo 5 minut. Někteří z probandů (probandi s identifikačním číslem 6 a 8) odmítli fázi vyjetí na bicyklovém ergometru a místo ní zvolili 5minutovou chůzi. Po jízdě na bicyklovém ergometru následoval 5minutový odpočinek na židli. Grafické znázornění průběhu měření je znázorněno na obrázku č. 13.



Obrázek 12 Schéma znázorňující průběh ověřovacího experimentu probanda s ID 4 – klidová fáze, fáze chůze po rovině, fáze klidu na židli, fáze chůze do schodů a ze schodů, fáze klidu na židli, fáze práce horní polovinou těla, fáze klidu na židli, fáze jízdy na bicyklovém ergometru a fáze klidu na židli. První graf závislosti energetického výdeje na času znázorňuje referenční data energetického výdeje vypočítaná systémem OxyconMobile (červená křivka). Druhý graf závislosti tepové frekvence na času značí průběh tepové frekvence (fialová křivka). Třetí graf závislosti pohybové aktivity na čase znázorňuje součet zrychlení z akcelerometrů umístěných na 8 částech těla (světle modrá křivka). Čtvrtý graf závislosti teploty na času značí teplotu naměřenou na hrudníku probanda senzorem č. 2 (tmavě modrá křivka).

Celé měření probíhalo cca 1,5 hodiny. Vzhledem k tomu, že délka závěrečné části jízdy na bicyklovém ergometru byla ponechána na uvážení probanda, nejsou časy měření u všech účastníků stejné. V tabulce č 4 lze vidět časové rozvrstvení a úrovně zátěže ověřovacího experimentu.

Tabulka 4 Aktivity v ověřovacím experimentu a jejich časová a fyzická zátěž

Fáze	Délka fáze (min)	Úroveň zátěže
Klid v leže	20	nízká
Chůze po rovině	7	nízká
Chůze do schodů	7	střední
Aktivita horní části těla	7	střední
Bicyklový ergometr	20+	vyšší

4.4.5 Dotazník subjektivních pocitů u ověřovacího měření

Každému probandovi byl předložen na konci ověřovacího měření dotazník pro hodnocení subjektivních pocitů. Probandi byli tázáni, ve které fázi experimentu cítili nejvyšší fyzickou zátěž. Dále hodnotili pohodlí nošení přístroje OxyconMobile a FlexiGuard. Zde měli na výběr z 5 škál od možnosti velmi nepohodlné po možnost velmi pohodlné. Dotazník je součástí karty probanda, který lze najít v Příloze 4.

4.5 Vyhodnocení a zpracování dat

Naměřená data ze zařízení FlexiGuard byla stažena z paměťové karty pomocí dokovací stanice připojené k řídicí jednotce do počítače ve formátu .csv a převedena do programu MS Excel. Data byla uložena ve formátu .xlsx. Data ze zařízení OxyconMobile byla stažena z paměťové karty pomocí čtečky karet do počítače a nahrána do programu JPAB 5. Data následně byla extrahována do programu MS Excel ve formátu .xls.

Jelikož zařízení FlexiGuard zaznamenává 10 vzorků za sekundu a OxyconMobile 1 vzorek za 20 sekund, bylo potřeba data převzorkovat. Ze zařízení FlexiGuard byly vytvořeny aritmetické průměry tepové frekvence, teplot a pohybové aktivity na jednotlivých nodech

a hlavním senzoru za 20 sekund měření. Tím byl vytvořen žádaný počet dat pro vyhodnocení, který byl roven počtu dat ze systému OxyconMobile. 20 sekund je ideální vzorkování, jelikož cyklus nádechu a výdechu se trvá cca 8 sekund. Při nižším časovém vzorku data vynechávají, jelikož nemají dostatek získaných informací. Data průměrů tepové frekvence z hlavního senzoru a průměrů pohybové aktivity a teplot na kůži z jednotlivých nodů byla změřená systémem FlexiGuard a následně vložena do jednoho dokumentu .xlsx spolu s energetickým výdejem změřeným a vypočteným systémem OxyconMobile.

Pro výpočet energetických výdejů dle jednotlivých modelů byly následně použity následující vstupní parametry – označení (jednotka):

- průměrná tepová frekvence z 20 sekund – HRp (tepů/min);
- průměrná pohybová aktivita z 8 nodů z 20 sekund – ACC0 – ACC7 (counts/min);
- průměrná teplota na kůži z nodu č. 2, který byl umístěn na hrudníku z 20 sekund T2 (°C);
- referenční EE z OxyconMobile – EE OxyconMobile (W);
- hmotnost probanda – váha (kg);
- věk probanda (léta);
- výška probanda (cm);
- pohlaví (muž = 1, žena = 0).

4.5.1 Postup při výpočtu EE pomocí vzorců za užití HR

Data byla částečně zpracována v programu MS Excel. Byly vytvořeny vzorce pro výpočet jednotlivých metod výpočtu energetického výdeje. Prvně byly vypočteny parametry každého probanda pro další vkládání dat do vzorců.

První metodou pro výpočet energetického výdeje je výpočet EE z tepové frekvence se změřenými parametry. Klidový energetický výdej (BMR) byl vypočten podle tzv. Mifflinova modelu ($\text{kcal} \cdot \text{den}^{-1}$) a přepočítán na jednotky potřebné pro další výpočty ($\text{kJ} \cdot \text{min}^{-1}$) [16]:

$$RMR = ((9,99 \cdot m) + (6,25 \cdot h) - (4,92 \cdot A) + (166 \cdot S) - 161) \cdot \frac{4,185}{24 \cdot 60}$$

kde m je hmotnost (kg), h je výška (cm), A je věk jedince (roky) a S pro muže = 1, S pro ženy = 0,

Dále byla vypočtena klidová spotřeba kyslíku VO_{2klid}

$$VO_{2klid} = \frac{RMR}{20,1} \cdot 1000$$

Maximální spotřeba kyslíku VO_{2max} ($\text{mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) dle rovnice N. Utha a přepočtena na hmotnost probanda [29]:

$$VO_{2max} = 15 \cdot \frac{HR_{max}}{HR_{rest}} \cdot hmotnost$$

S použitím výsledků vypočteme aktuální spotřebu kyslíku (VO_2) v závislosti na tepové frekvenci:

$$VO_2 = \frac{HR - HR_{rest}}{HR_{max} - HR_{rest}} \cdot (VO_{2max} - VO_{2klid}) + VO_{2klid}$$

Pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence (EEHR) použijeme vztah:

$$EE = VO_2 \cdot EEqO_2$$

V tomto modelu jsme použili změřené parametry každého probanda a použili známé rovnice pro výpočet energetického výdeje. Použitý model se individualizuje pro každého probanda zvlášť.

Výpočet byl použit pro:

- metodu výpočtu EE z tepové frekvence pomocí reálného věku, váhy, výšky, pohlaví, HR_{max} a HR_{rest} probanda (EEHR_m).

Druhým možným modelem je vypočítání HR_{max} bez měření, ale za použití vzorce:

$$HR_{max} = 207 - 0,7 \cdot věk$$

Následný postup je stejný jako u předchozího modelu.

Výpočet byl použit pro:

- metodu výpočtu EE z tepové frekvence pomocí výpočtu HR_{max} ze vzorce a reálného věku, váhy, výšky, pohlaví, HR_{rest} probanda (EEHRmax).

Třetí možnost výpočtu energetického výdeje je použití statisticky průměrných somatických parametrů v populaci. Dle Evropského výběrového šetření o zdraví v ČR EHIS z roku 2008 je průměrná výška u mužů 177,7 cm, váha 83,6 kg a u žen výška 165,3 cm a váha 69,2. Tím, že jsou použita statistická data, odpadá měření probandů a spoří se čas. Na druhou stranu se jedná o nejméně přesný výpočet energetického výdeje z použitých třech metod pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence [53].

Výpočet byl použit pro:

- metodu výpočtu EE z tepové frekvence pomocí statistických somatických údajů a reálného věku, pohlaví a HR_{rest} probanda (EEHRs)

4.5.2 Postup výpočtu EE individuální kalibrací pomocí jednoduché lineární regrese za užití HR nebo ACC

Nejdříve bylo potřeba upravit data z akcelerometrů. Pro výpočet energetického výdeje z pohybové aktivity byly použity akcelerometry zabudované v 8 nodech systému FlexiGuard. Akcelerometr systému FlexiGuard je tříosý. Do MS Excel se zapisují data z nodů v podobě zrychlení v jednotlivých osách. a proto je potřeba dostat výsledný vektor zrychlení dle vzorce:

$$ACC = \sqrt{ACC_x^2 + ACC_y^2 + ACC_z^2}$$

kde ACC je výsledný vektor zrychlení akcelerometru, ACC_x , ACC_y , ACC_z jsou zrychlení v jednotlivých osách akcelerometru.

Následně byl vytvořen průměr vektorů zrychlení akcelerometru z 8 BAN nodů.

Výpočet energetického výdeje lze více individualizovat a zpřesnit, jelikož máme referenční hodnoty ze zařízení OxyconMobile. Pro zpřesnění výsledků výpočtu energetického výdeje dle tepové frekvence a pohybové aktivity byla použita metoda jednoduché lineární regrese pro každého probanda zvlášť. Z tohoto důvodu bylo provedeno krátké 21minutové kalibračního měření, kdy proband absolvoval vícestupňový StepTest. Porovnáním vstupních hodnot energetického výdeje ze systému OxyconMobile (závislá proměnná) a tepové frekvence nebo pohybové aktivity (nezávislá proměnná), lze získat předpis rovnice pro výpočet EE. Rovnice jednoduché lineární regrese vypadá následovně [54]:

$$EE_{OxyconMobile}(t) = a + b \cdot HR(t)$$

kde $EE_{OxyconMobile}$ je závislá proměnná v čase – referenční hodnota energetického výdeje spočítaná systémem OxyconMobile (W), HR je nezávisle proměnná v čase – hodnota tepové frekvence (counts.min⁻¹), a je konstanta a b je parciální regresní koeficient.

Pro statistické vyhodnocení jednoduché lineární regrese byl použit tabulkový procesor MS Excel a webová stránka pro výpočet lineární regrese Wessa.Net [54].

Výpočet byl použit pro:

- metodu výpočtu EE z tepové frekvence individualizované pomocí jednoduché lineární regresní rovnice (EEHRic);
- metodu výpočtu EE z pohybové aktivity individualizované pomocí jednoduché lineární regresní rovnice.

4.5.3 Postup výpočtu EE individuální kalibrací pomocí několikanásobné lineární regrese za užití HR, ACC a T

Pro výpočet energetického výdeje z více parametrů byla použita metoda mnohonásobné lineární regrese. Metoda sleduje analytický vztah mezi proměnnými. Vzorec pro výpočet vícenásobné regrese je následující [39]:

$$Y = a + b_1x_1 + b_2x_2 + \dots + b_{n-1}x_{n-1} + b_nx_n$$

kde Y je závislá proměnná, která predikuje hodnoty, kterých chceme dosáhnout, a je konstanta, b_1, b_2, b_{n-1}, b_n jsou parciální regresní koeficienty a x_1, x_2, x_{n-1}, x_n jsou hodnoty nezávisle proměnné.

Pro zpřesnění dat byla použita metoda stupně předurčení, kdy model počítá s paměti jednoho nebo dvou vzorků dozadu.

Výpočet byl použit pro:

- metodu výpočtu EE z tepové frekvence a pohybové aktivity individualizované pomocí mnohonásobné lineární regresní rovnice;
- metodu výpočtu EE z tepové frekvence a pohybové aktivity individualizované pomocí mnohonásobné lineární regresní rovnice s jedním stupněm předurčení;
- metodu výpočtu EE z tepové frekvence a pohybové aktivity individualizované pomocí mnohonásobné lineární regresní rovnice se dvěma stupni předurčení;
- metodu výpočtu EE z tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty individualizované pomocí mnohonásobné lineární regresní rovnice;
- metodu výpočtu EE z tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty individualizované pomocí mnohonásobné lineární regresní rovnice s jedním stupněm předurčení;
- metodu výpočtu EE z tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty individualizované pomocí mnohonásobné lineární regresní rovnice se dvěma stupni předurčení.

Pro statistické vyhodnocení mnohonásobné lineární regrese byl taktéž použit tabulkový procesor MS Excel a webová stránka pro výpočet lineární regrese Wessa.Net [54].

4.5.4 Postup při vyhodnocení dotazníku subjektivních pocitů

Data byla zapsána do tabulky 20, kterou lze najít v kapitole Výsledky a sdělené informace byly diskutovány v kapitole Diskuze.

5 VÝSLEDKY

V kapitole se nacházejí ukázky naměřených výsledků z kalibračního a ověřovacího měření. Jsou zde ukázky vytvořených grafů při užití jednotlivých metod. Kapitola nejdříve informuje datech naměřených před započítáním experimentu a datech sdělených probandy měřiteli. Následuje aplikace metod pro výpočet energetického výdeje na kalibračním a ověřovacím měření.

Probandi uvedli, že netrpí nemocí pohybové, kardiovaskulární nebo dechové soustavy. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas. V tabulce č. 5 jsou informace zjištěné před začátkem měření. V tabulce 6 jsou uvedeny informace sdělené probandem o míře aktivitě. Data, která byla změřena a vypočtena pro vyhodnocení energetického výdeje z tepové frekvence se nacházejí v tabulce č 7.

Tabulka 5 Informace o probandech – pohlaví, věk, hmotnost a výška probanda. Informace o okolnostech měření – teplota v místnosti při měření.

ID	Pohlaví	Věk (léta)	Hmotnost (kg)	Výška (cm)	Teplota v místnosti při kalibračním měření (°C)
1	žena	23	53	165	23,3
2	muž	28	101	181	24,2
3	muž	31	71	169	24,7
4	žena	25	64	161	21,8
5	muž	24	80	175	23,8
6	muž	25	83	178	23,2
7	muž	31	92	182	22
8	muž	34	56	170	23,1

Tabulka 6 Informace uvedené probandem o druhu zaměstnání a trénovanosti.

ID	Druh zaměstnání	Trénovanost
1	Sedavá práce	Sportování se věnuji rekreačně
2	Sedavá práce	Sportování se věnuji rekreačně
3	Sedavá práce	Sportování se věnuji rekreačně
4	Sedavá práce	Sportování se věnuji rekreačně
5	Sedavá práce	Sportování se věnuji rekreačně
6	Práce s více pohybem	Sportování se věnuji rekreačně
7	Sedavá práce	Sportování se věnuji rekreačně
8	Sedavá práce	Příležitostně si zaběhám/zahraju týmovou hru

Tabulka 7 Naměřená data probandů – maximální srdeční tep (HR_{max}) a klidový srdeční tep (HR_{rest}). Výpočet dle známých vzorců – klidový energetický výdej (RMR), klidová spotřeba kyslíku (VO_{2klid}) a maximální spotřeba kyslíku (VO_{2max})

ID	HR_{max} (tep/min)	HR_{rest} (tep/min)	RMR (kJ/min)	VO_{2klid}	VO_{2max}
1	176	57	3,74	186,02	2455
2	190	60	5,82	289,54	4798
3	187	52	4,69	233,23	3830
4	177	57	3,96	196,87	2981
5	195	64	5,16	256,63	3656
6	195	74	5,29	262,96	3281
7	205	73	5,55	276,03	3875
8	153	49	4,24	211,05	2623

Každý z probandů absolvoval rozdílnou délku závěrečné fáze měření při ověřovacím měření na bicyklovém ergometru. V tabulce č. 8 jsou uvedené délky jízdy a dosažený výkon každého probanda.

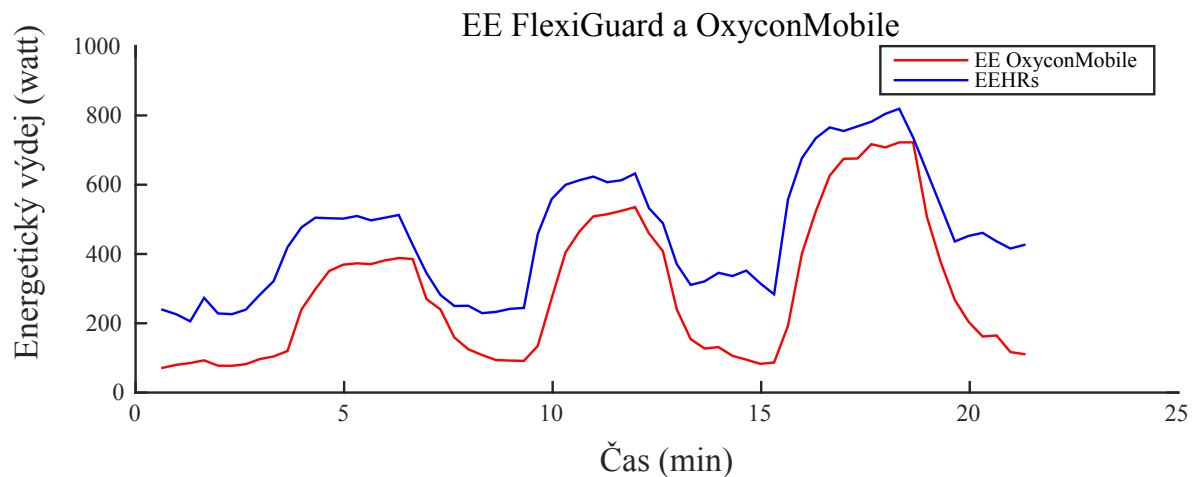
Tabulka 8 Informace ze závěrečné fáze měření na bicyklovém ergometru jednotlivých probandů.

ID	pohlaví	Čas na bicyklovém ergometru (min)	Dosažený výkon (watt)	Dosažený EE (watt)
1	žena	20	120	591
2	muž	32	330	1166
3	muž	33	330	1333
4	žena	28	150	735
5	muž	23	230	989
6	muž	30	280	1160
7	muž	32	330	1179
8	muž	22	230	832

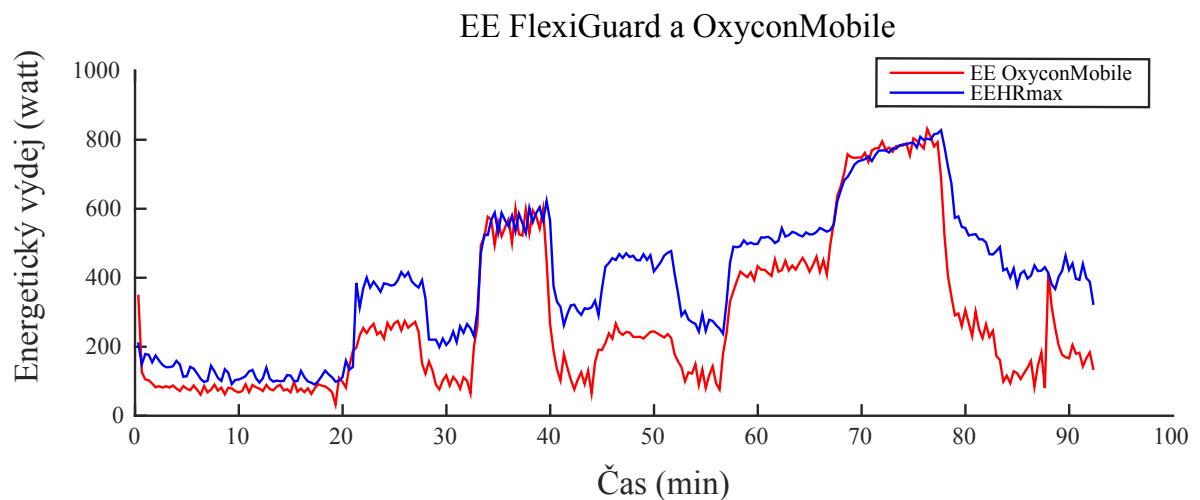
5.1 Metoda výpočtu EE dle tepové frekvence

Grafy pro výpočet EE pomocí vzorců a tepové frekvence se nacházejí na obrázcích 13-18. Na obrázcích 19 a 20 se nachází porovnání použitých metod.

5.1.1 Metoda výpočtu EE z tepové frekvence pomocí statistických somatických údajů, vypočteného HR_{max} a reálného věku, pohlaví a HR_{rest} probanda (EEHRs)

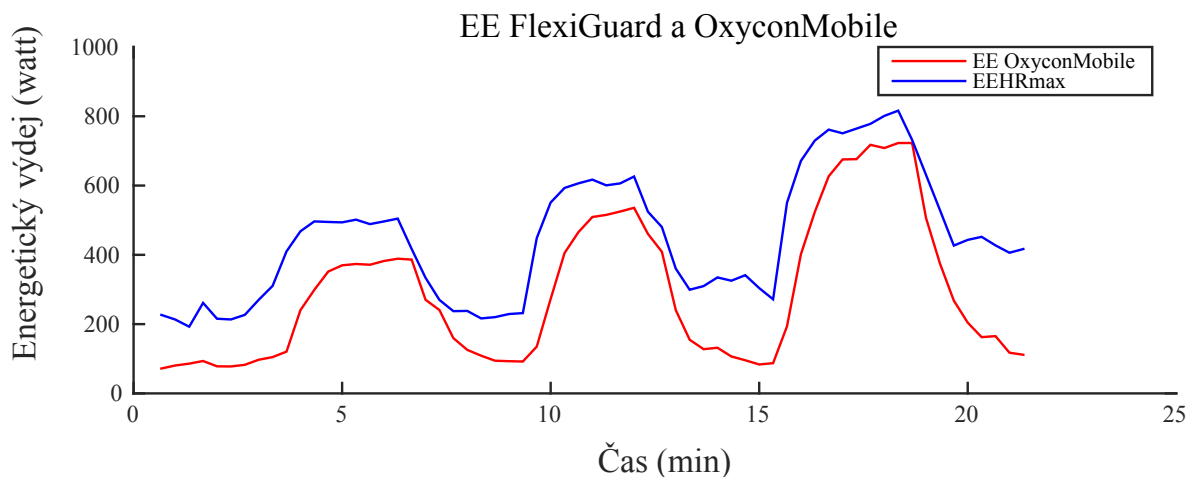


Obrázek 13 Kalibrační měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard a rovnice výpočtu HRs. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile.

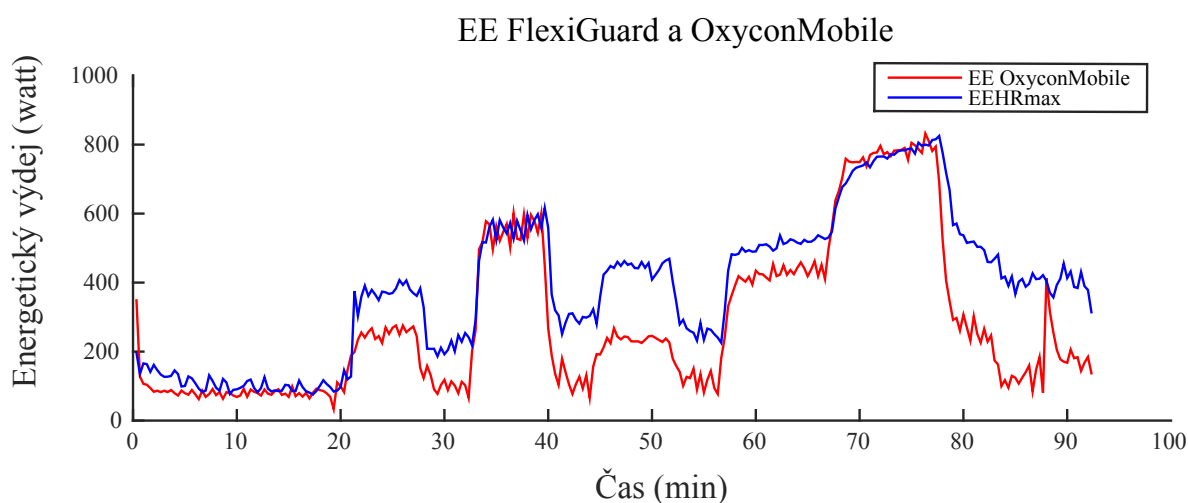


Obrázek 14 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard a rovnice výpočtu HRs. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile.

5.1.2 Metoda výpočtu EE z tepové frekvence pomocí výpočtu HR_{max} ze vzorce a reálného věku, váhy, výšky, pohlaví, HR_{rest} probanda (EEHRmax)



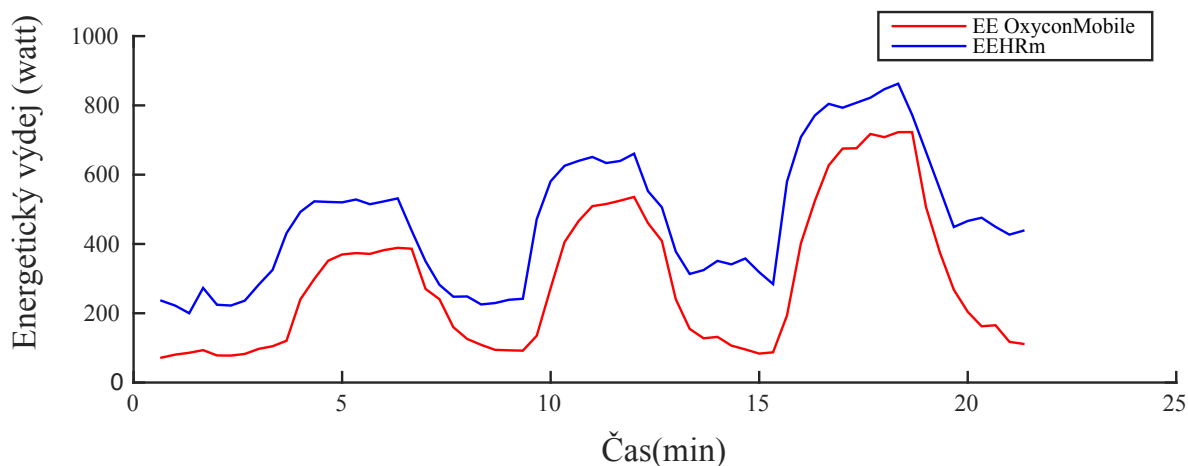
Obrázek 15 Kalibrační měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard a rovnice výpočtu HR_{max} . Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile.



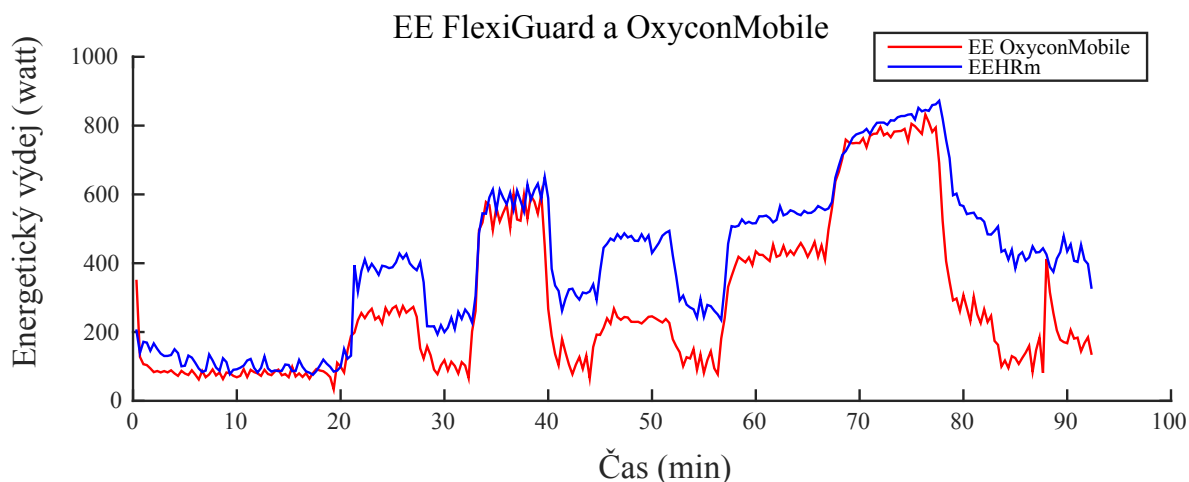
Obrázek 16 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard a rovnice výpočtu HR_{max} . Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile.

5.1.3 Metoda výpočtu EE z tepové frekvence pomocí reálného věku, váhy, výšky, pohlaví, HR_{max} a HR_{rest} probanda (EEHRm)

EE FlexiGuard a OxyconMobile

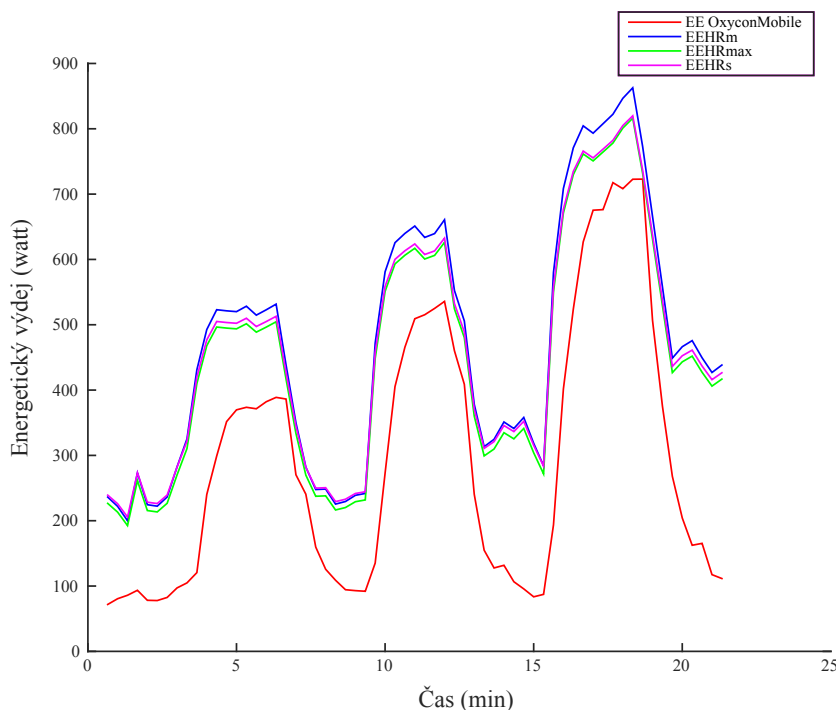


Obrázek 17 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile.

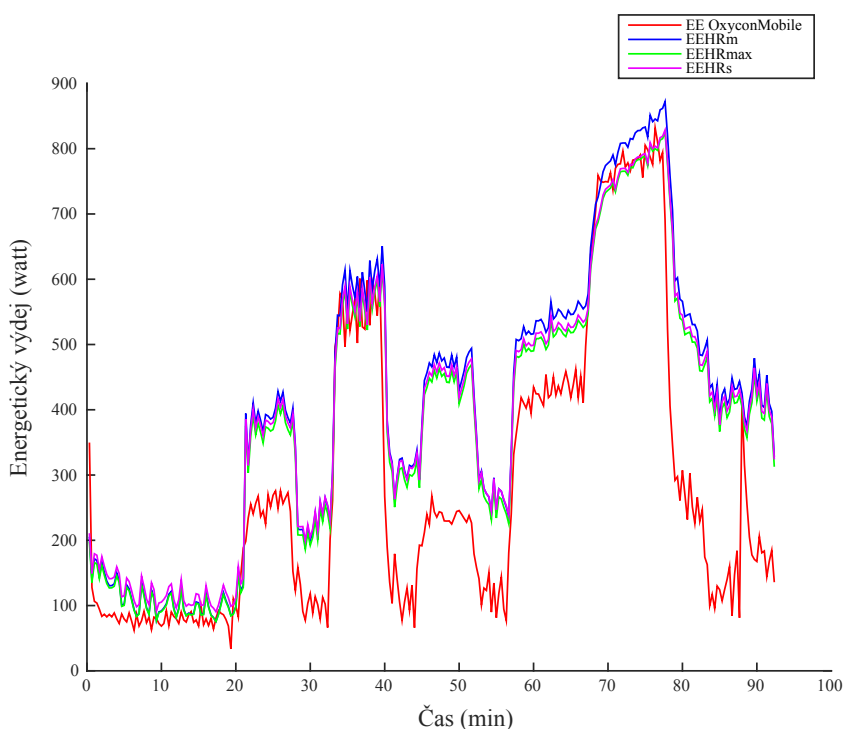


Obrázek 18 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile.

5.1.4 Porovnání metod výpočtu EE dle HR



Obrázek 19 Kalibrační měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá, zelená a fialová křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard.

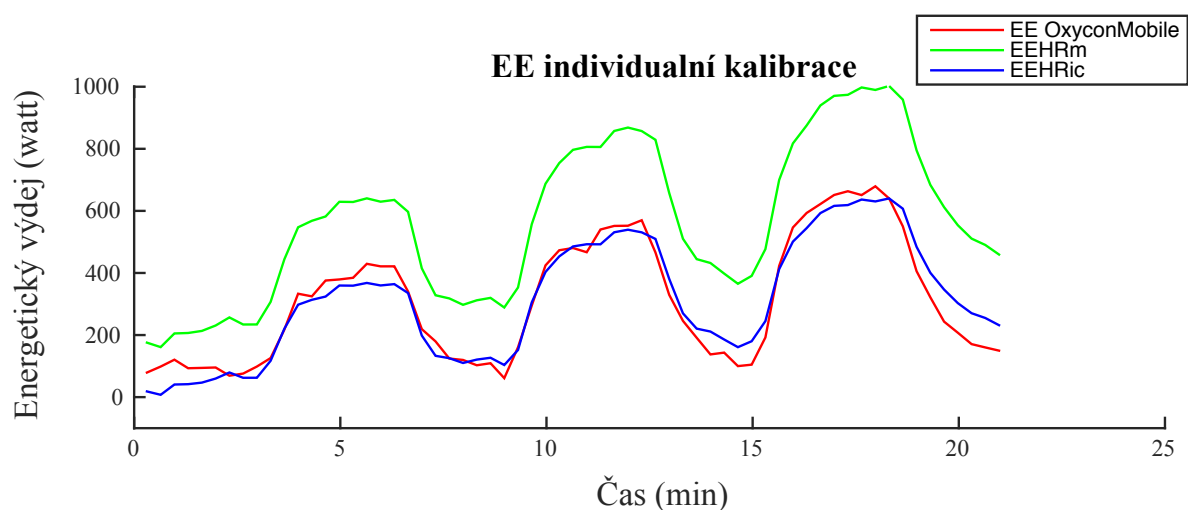


Obrázek 20 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá, zelená a fialová křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard.

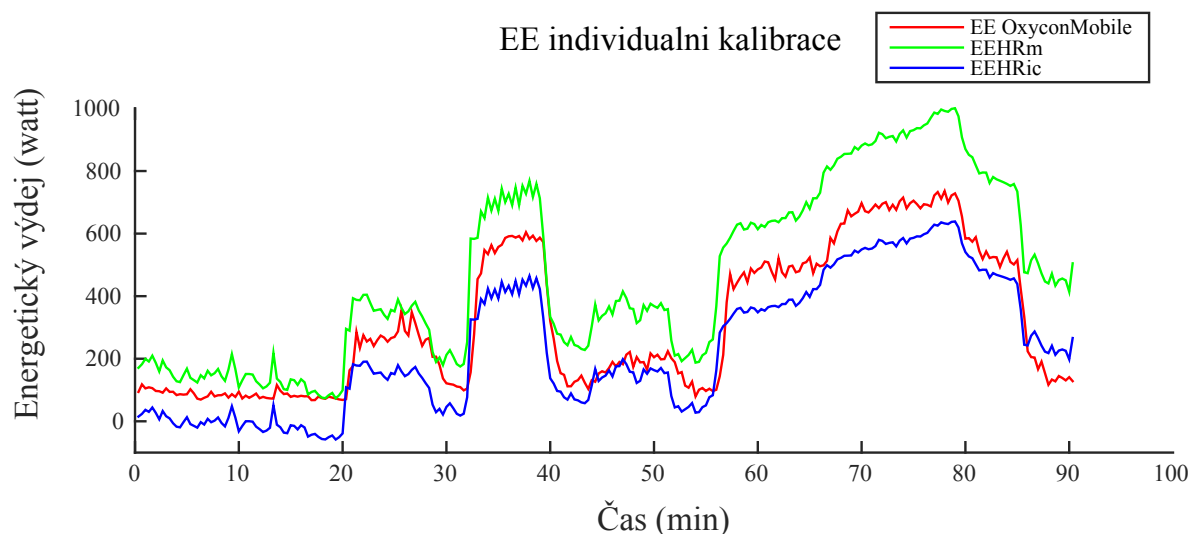
5.2 Metoda výpočtu EE individualizované pomocí jednoduché lineární regresní rovnice

Na obrázcích 21, 22, 24 a 25 se nacházejí grafy EE individualizované jednoduchou lineární regresí pro každého probanda zvlášť. Na obrázku 23 jsou grafy pohybové aktivity jednotlivých částí těla při ověřovacím měření probanda s identifikačním číslem 4. V tabulce 9 a 10 jsou vypsány kalibrační rovnice pro každého probanda zvlášť.

5.2.1 EE individualizované dle tepové frekvence (EEHRic)



Obrázek 21 Kalibrační měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Zelená křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence a dostupných vzorců. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej dle individuální kalibrace za využití jednoduché lineární regrese a hodnot tepové frekvence

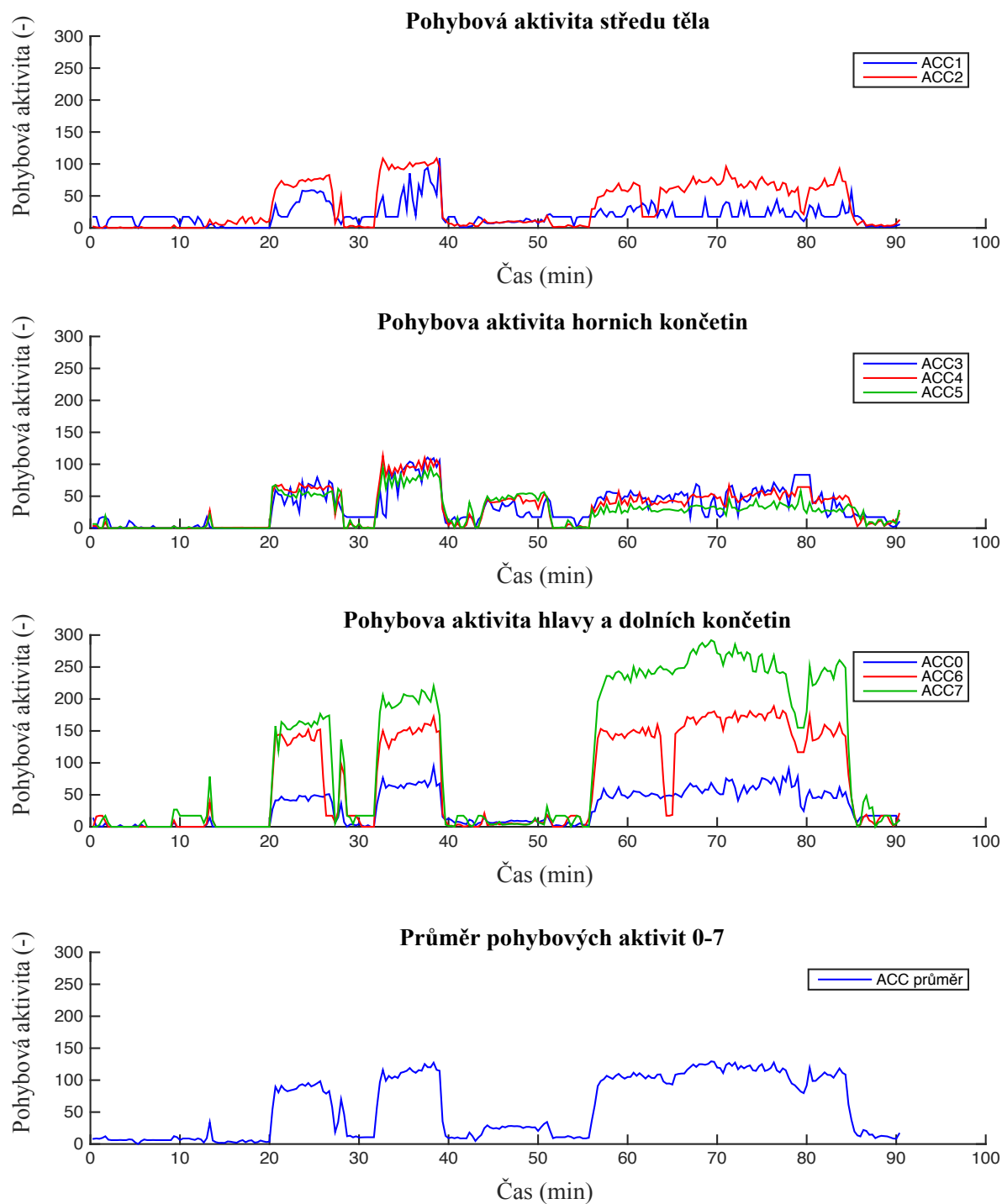


Obrázek 22 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Zelená křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence a dostupných vzorců. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej dle individuální kalibrace za využití jednoduché lineární regrese a hodnot tepové frekvence

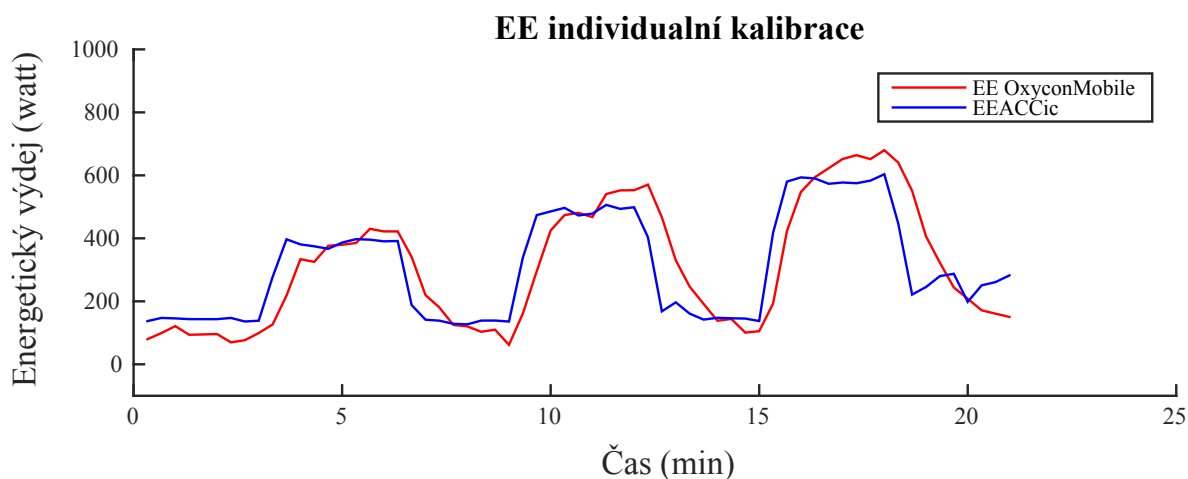
Tabulka 9 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence.

Výpočet EE z HR	
1	$EE[t] = -532,256 + 9,62233 \cdot HR[t]$
2	$EE[t] = -406,198 + 7,04523 \cdot HR[t]$
3	$EE [t] = -442,225 + 9,64767 \cdot HR[t]$
4	$EE [t] = -396,984 + 5,84415 \cdot HR[t]$
5	$EE [t] = -584,839 + 9,31835 \cdot HR[t]$
6	$EE [t] = -810,925 + 9,38504 \cdot HR[t]$
7	$EE [t] = -624,78 + 10,2665 \cdot HR[t]$
8	$EE[t] = -482,025 + 7,70263 \cdot HR[t]$

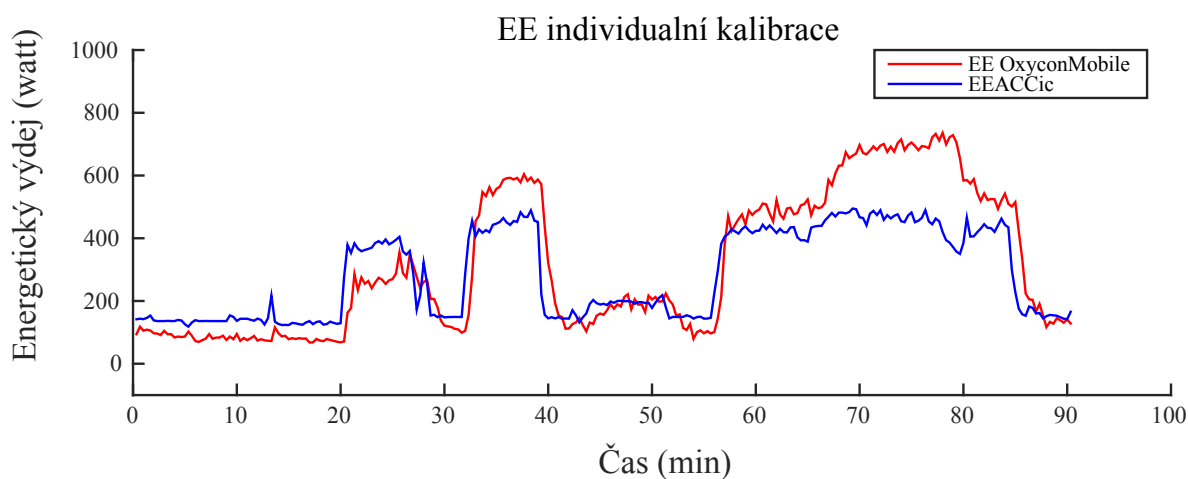
5.2.2 EE individualizované dle pohybové aktivity (EEACCic)



Obrázek 23 Graf závislosti pohybové aktivity na času. První graf znázorňuje pohybovou aktivitu naměřenou na hrudníku a zádech. Druhý graf znázorňuje pohybovou aktivitu horní poloviny těla na rameni, paži a zápěstí. Třetí graf znázorňuje pohybovou aktivitu dolních končetin a hlavy. Čtvrtý graf znázorňuje průměrnou pohybovou aktivitu ze senzorů 0-7



Obrázek 24 Kalibrační měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej dle individuální kalibrace za využití jednoduché lineární regrese a hodnot tepové frekvence.



Obrázek 25 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej dle individuální kalibrace za využití jednoduché lineární regrese a hodnot tepové frekvence.

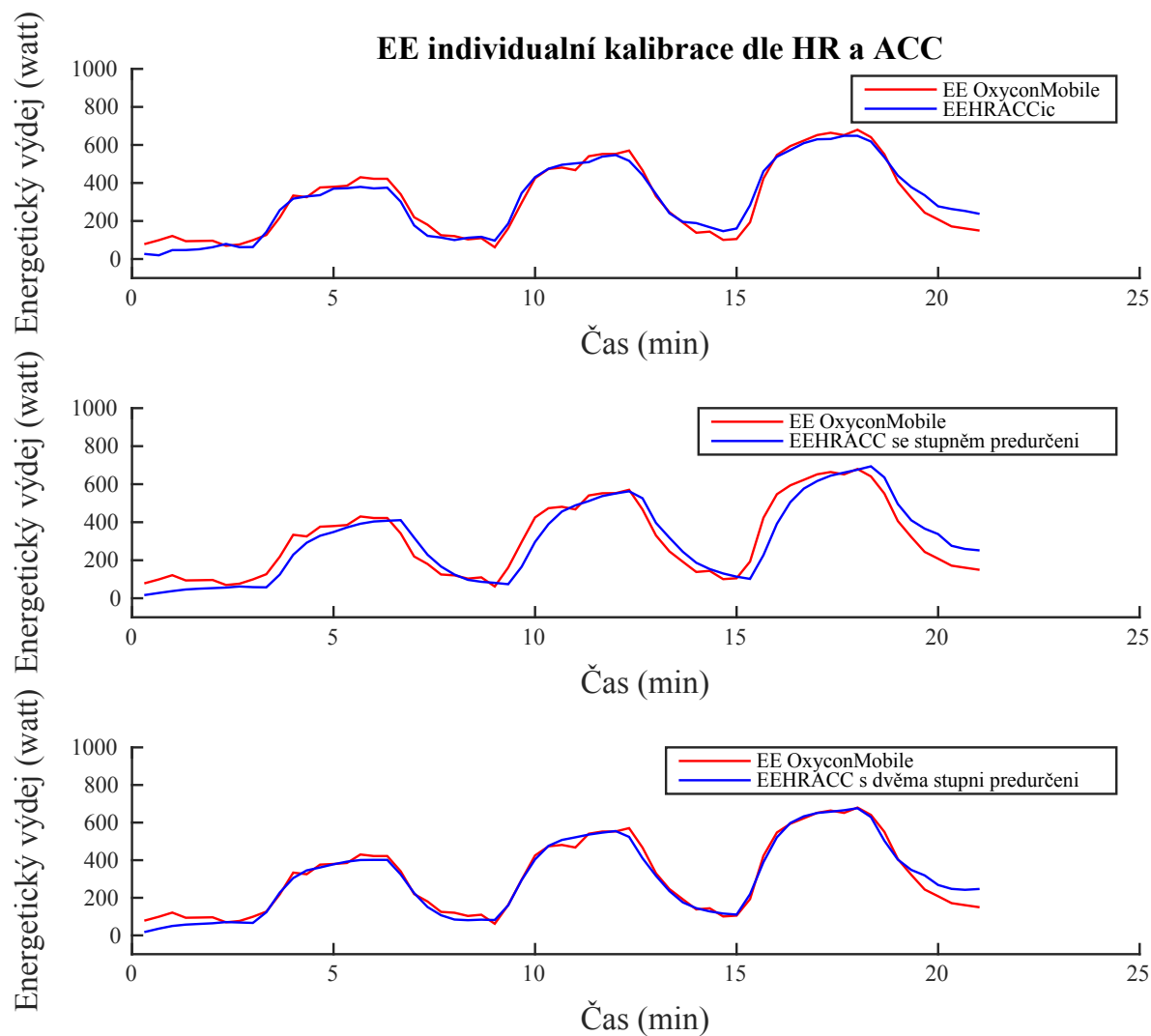
Tabulka 10 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z pohybové aktivity.

ID	Výpočet EE z ACC
1	$EE [t] = 154,634 + 2,00138 \cdot ACC[t]$
2	$EE[t] = 216,581 + 5,32643 \cdot ACC[t]$
3	$EE [t] = 187,107 + 3,81971 \cdot ACC[t]$
4	$EE [t] = 118,106 + 2,91184 \cdot ACC[t]$
5	$EE[t] = 190,308 + 3,60206 \cdot ACC[t]$
6	$EE[t] = 173,657 + 3,57308 \cdot ACC[t]$
7	$EE[t] = 161,703 + 4,69876 \cdot ACC[t]$
8	$EE [t] = 160,776 + 2,81491 \cdot ACC[t]$

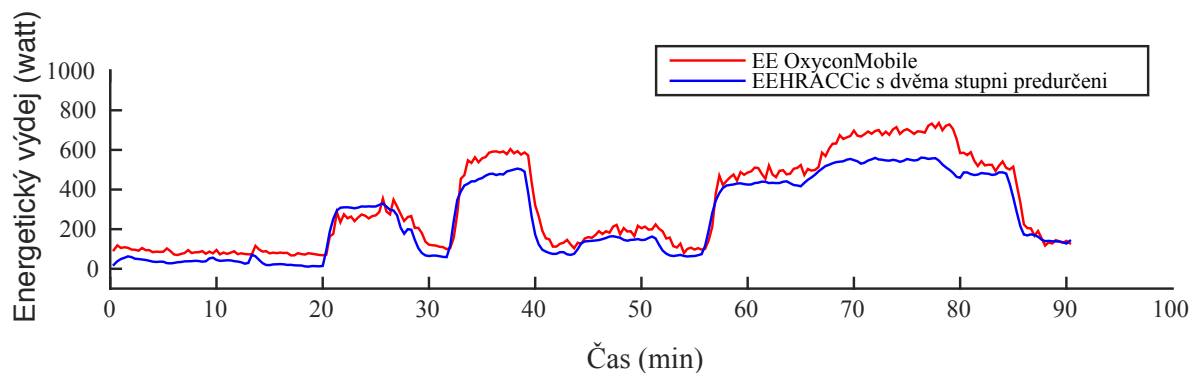
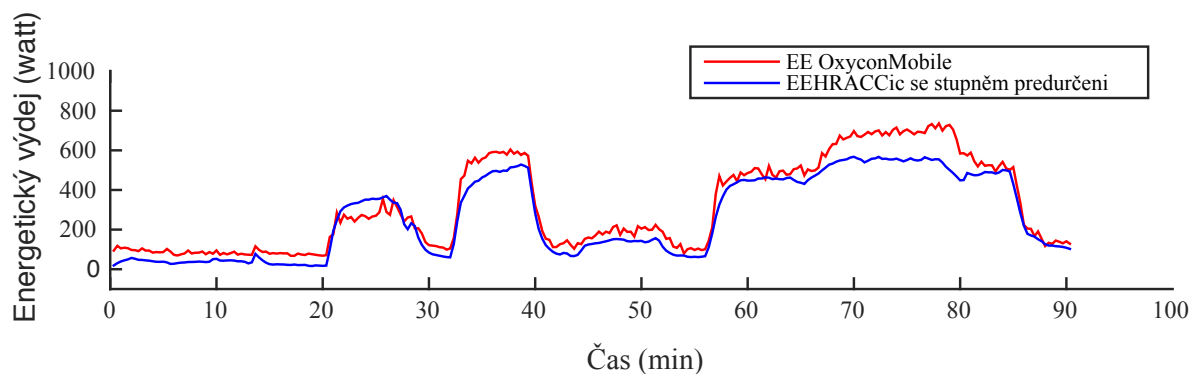
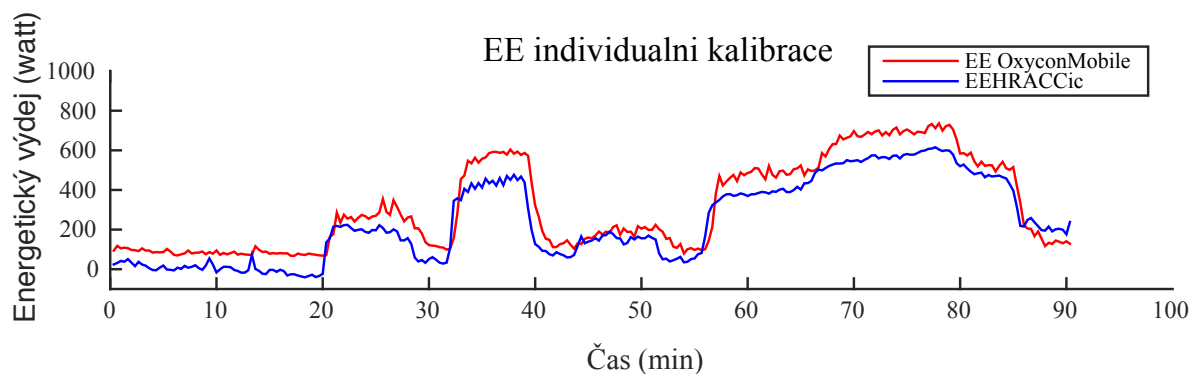
5.3 Metoda výpočtu EE individualizované pomocí mnohonásobné lineární regresní rovnice za využití více parametrů

Na obrázcích 26, 27, 29 a 30 se nacházejí grafy EE individualizované jednoduchou lineární regresí pro každého probanda zvlášť. Na obrázku 29 jsou grafy teploty naměřené BAN nody na jednotlivých částech těla při ověřovacím měření probanda s identifikačním číslem 4. V tabulce 11-16 jsou vypsány kalibrační rovnice pro každého probanda zvlášť.

5.3.1 EE individualizované dle tepové frekvence a pohybové aktivity (EEHRACCic)



Obrázek 26 Kalibrační měření. Grafy závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný mnohonásobnou lineární regresí za použití tepové frekvence a pohybové aktivity naměřené systémem FlexiGuard. Nahoře graf výpočtu energetického výdeje z HR a ACC. Uprostřed graf výpočtu energetického výdeje z HR a ACC s jedním stupněm předurčení. Dole graf výpočtu energetického výdeje z HR a ACC se dvěma stupni předurčení



Obrázek 27 Ověřovací měření. Grafy závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný mnohonásobnou lineární regresí za použití tepové frekvence a pohybové aktivity naměřené systémem FlexiGuard. Nahoře graf výpočtu energetického výdeje z HR a ACC. Uprostřed graf výpočtu energetického výdeje z HR a ACC s jedním stupněm předurčení. Dole graf výpočtu energetického výdeje z HR a ACC se dvěma stupni předurčení.

Tabulka 11 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence a pohybové aktivity.

ID	Výpočet EE z HR a ACC
1	$EE[t] = -431,271 + 5,59389 \cdot HR[t] - 0,0448206 \cdot ACC [t]$
2	$EE[t] = -150,467 + 3,19275 \cdot HR [t] + 1,68507 \cdot ACC [t]$
3	$EE[t] = -515,587 + 10,9668 \cdot HR [t] - 0,762163 \cdot ACC [t]$
4	$EE[t] = -323,778 + 4,851 \cdot HR [t] + 0,710366 \cdot ACC [t]$
5	$EE[t] = -507,794 + 8,22957 \cdot HR [t] + 0,657295 \cdot ACC [t]$
6	$EE[t] = -680,676 + 8,02532 \cdot HR[t] + 0,745863 \cdot ACC [t]$
7	$EE[t] = -516,486 + 8,71284 \cdot HR[t] + 0,931573 \cdot ACC [t]$
8	$EE[t] = -531,227 + 8,38403 \cdot HR [t] - 0,413659 \cdot ACC [t]$

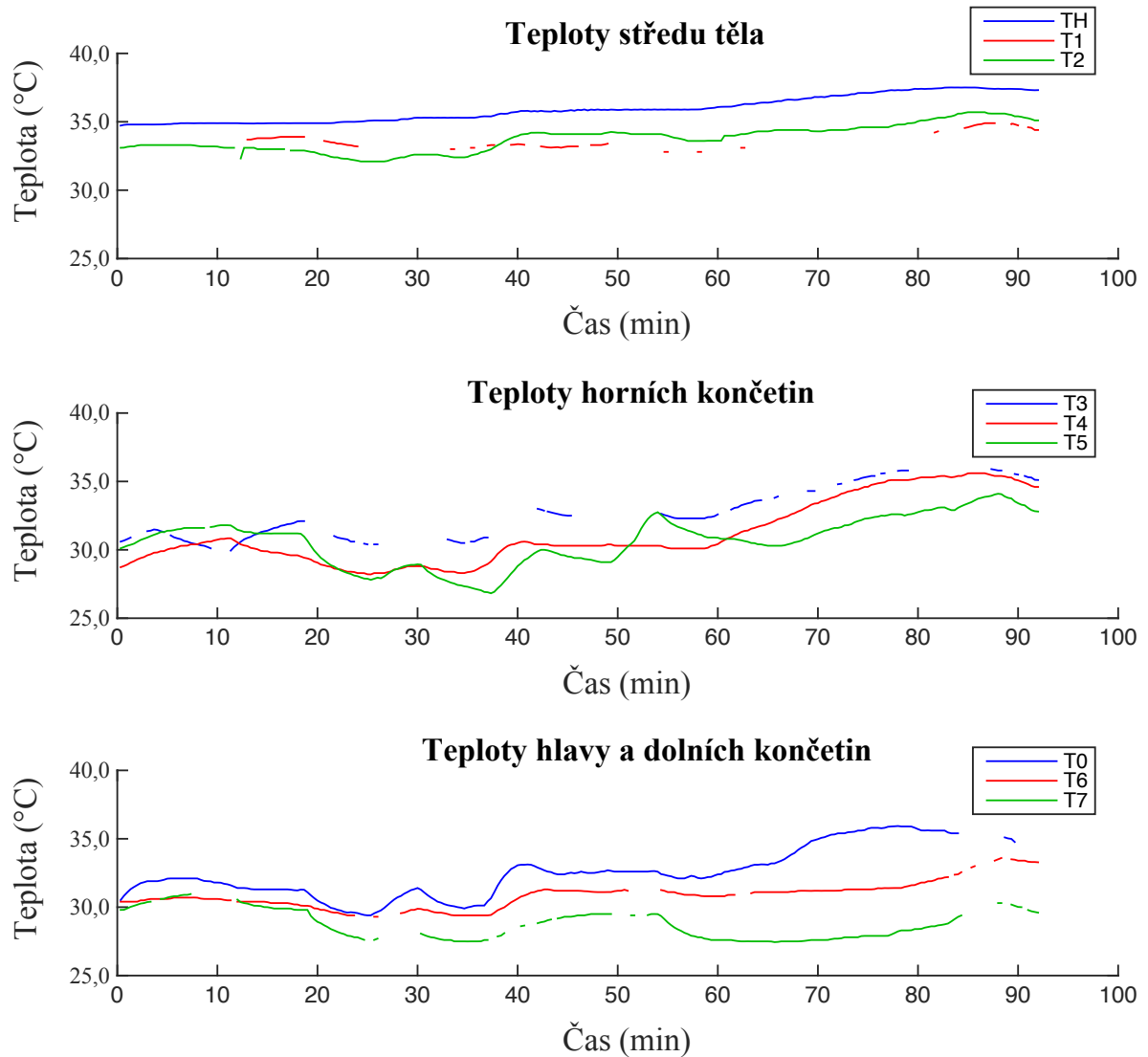
Tabulka 12 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence a pohybové aktivity se stupněm předurčení.

ID	Výpočet EE z HR a ACC
1	$EE[t] = -101,841 + 1,2852 \cdot HR[t] + 0,653941 \cdot ACC[t] + 0,640506 \cdot EE(t - 1)[t]$
2	$EE[t] = -150,467 + 3,19275 \cdot HR[t] + 2,07509 \cdot ACC[t] + 0,408548 \cdot EE(t - 1)[t]$
3	$EE [t] = -165,608 + 3,61346 \cdot HR [t] + 0,887332 \cdot ACC [t] + 0,510657 \cdot EE(t - 1)[t]$
4	$EE [t] = -32,361 + 0,579324 \cdot HR[t] + 1,30548 \cdot ACC [t] + 0,601418 \cdot EE(t - 1)[t]$
5	$EE[t] = -155,045 + 2,44751 \cdot HR[t] + 1,31784 \cdot ACC[t] + 0,545833 \cdot EE(t - 1)[t]$
6	$EE[t] = -153,305 + 1,9679 \cdot HR[t] + 1,4560 \cdot ACC[t] + 0,530119 \cdot EE(t - 1)[t]$
7	$EE[t] = -151,515 + 2,76456 \cdot HR[t] + 1,7462 \cdot ACC[t] + 0,47033 \cdot EE(t - 1)[t]$
8	$EE [t] = -138,3 + 2,04761 \cdot HR [t] + 0,767543 \cdot ACC [t] + 0,647167 \cdot EE(t - 1)[t]$

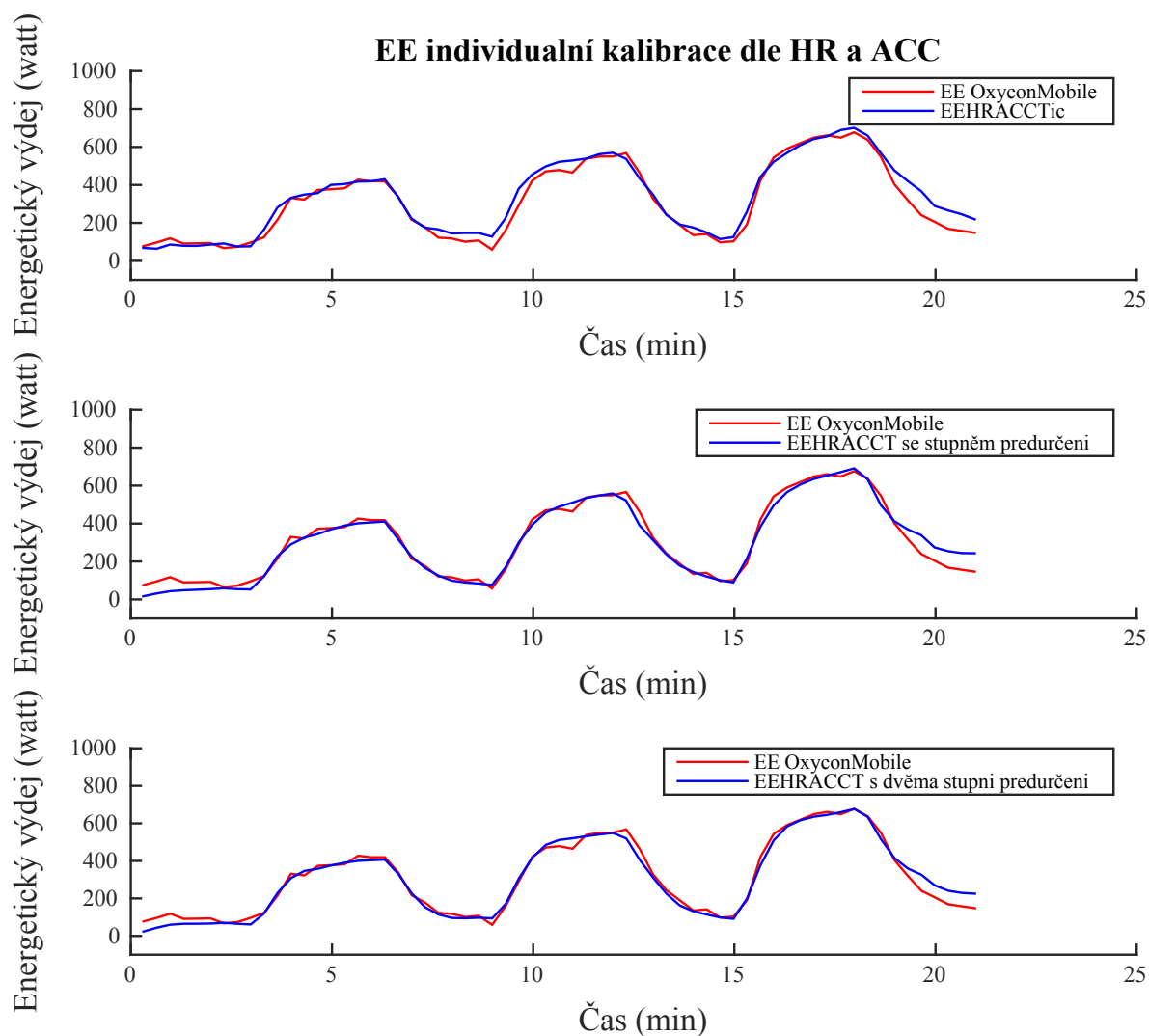
Tabulka 13 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence a pohybové aktivity se dvěma stupni předurčení.

ID	Výpočet EE z HR a ACC
1	$EE [t] = -105,814 + 1,38575 \cdot HR[t] + 0,476259 \cdot ACC[t] + 0,857527 \cdot EE(t-1)[t] - 0,213371 \cdot EE(t-2)[t]$
2	$EE [t] = -148,331 + 3,15865 \cdot HR[t] + 2,25747 \cdot ACC[t] + 0,298676 \cdot EE(t-1) + 0,0971987 \cdot EE(t-2)[t]$
3	$EE[t] = -164,229 + 3,59819 \cdot HR[t] + 0,889361 \cdot ACC[t] + 0,509856 \cdot EE(t-1)[t] + 0,00106792 \cdot EE(t-2)[t]$
4	$EE [t] = -52,2084 + 0,903744 \cdot HR[t] + 1,04448 \cdot ACC[t] + 0,789279 \cdot EE(t-1[t]) - 0,197111 \cdot EE(t-2) [t]$
5	$EE[t] = -142,126 + 2,26369 \cdot HR[t] + 1,39399 \cdot ACC[t] + 0,504921 \cdot EE(t-1)[t] + 0,0488823 \cdot EE(t-2)[t]$
6	$EE [t] = -154,706 + 1,96993 \cdot HR[t] + 1,48441 \cdot ACC[t] + 0,5093 \cdot EE(t-1)[t] + 0,0189176 \cdot EE(t-2)[t]$
7	$EE [t] = -150,51 + 2,7642 \cdot HR[t] + 1,73346 \cdot ACC[t] + 0,476413 \cdot EE(t-1)[t] - 0,00591782 \cdot EE(t-2) [t]$
8	$EE = -120,611 + 1,8929 \cdot HR + 0,525539 \cdot ACC + 0,957203 \cdot EE(t-1)[t] - 0,280096 \cdot EE(t-2) [t]$

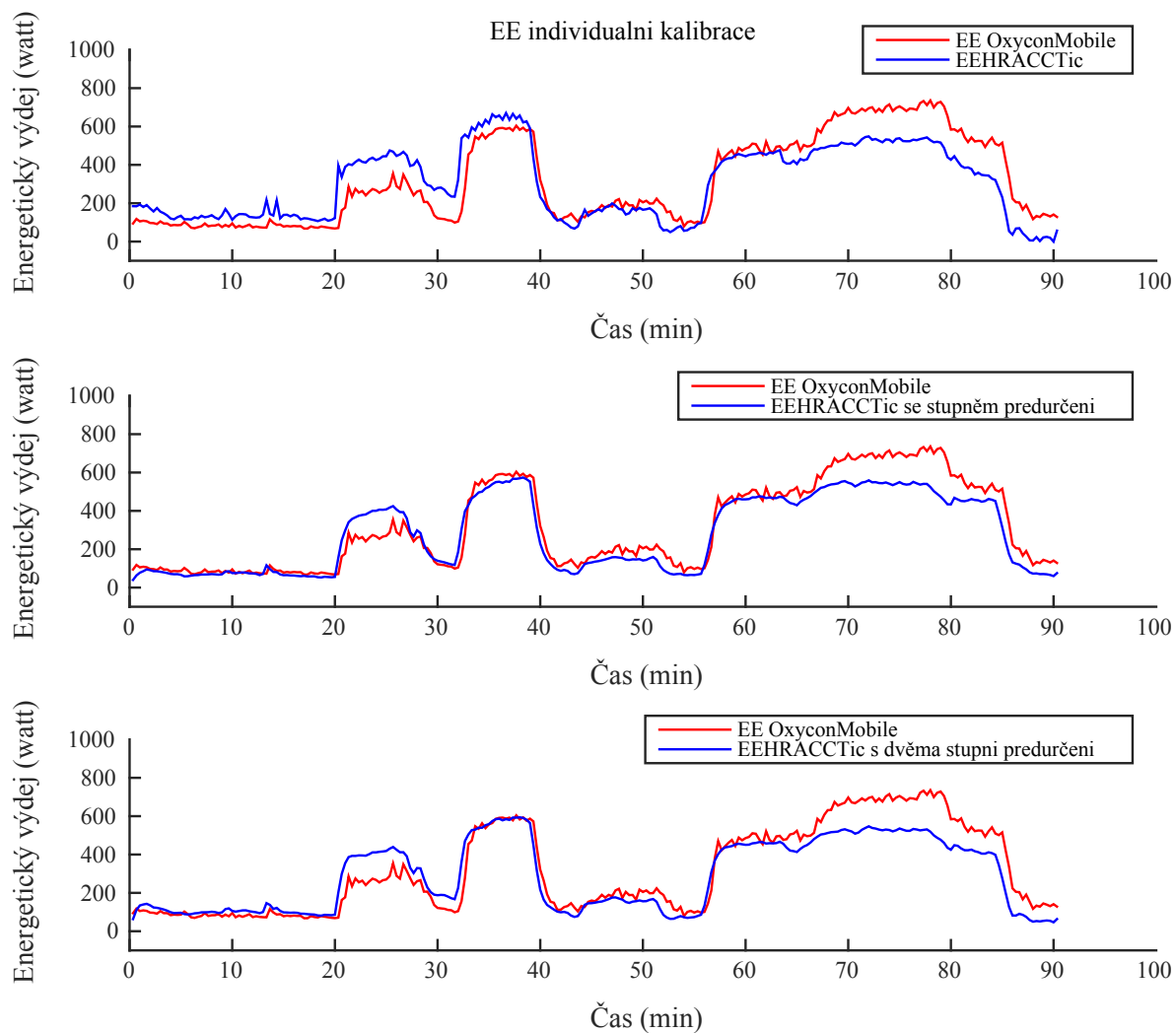
5.3.2 EE individualizované dle tepové frekvence, pohybové aktivity a tělesné teploty (EEHRACCHic)



Obrázek 28 Grafy závislosti teploty (°C) na čase (min) probanda s ID 4. Graf nahoře: Modrá křivka znázorňuje teplotu naměřenou na hlavním senzoru na hrudníku. Červená křivka znázorňuje teplotu naměřenou BAN nodem na zádech. Zelená křivka znázorňuje teplotu naměřenou BAN nodem na hrudníku. Graf uprostřed: Modrá křivka znázorňuje tepotu naměřenou na pravém rameni BAN nodem. Červená křivka znázorňuje teplotu naměřenou na levé paži BAN nodem. Zelená křivka znázorňuje teplotu naměřenou BAN nodem na levém zápěstí. Dolní graf: Modrá křivka znázorňuje teplotu naměřenou BAN nodem na hlavě. Červená křivka značí teplotu naměřenou BAN nodem na pravém stehně. Zelená křivka znázorňuje teplotu naměřenou na levém lýtku BAN nodem.



Obrázek 29 Kalibrační měření. Grafy závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný mnohonásobnou lineární regresí za použití tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty na hrudníku naměřené systémem FlexiGuard. Nahoře graf výpočtu energetického výdeje z HR, ACC a T2. Uprostřed graf výpočtu energetického výdeje z HR, ACC a T2 s jedním stupněm předurčení. Dole graf výpočtu energetického výdeje z HR, ACC a T2 se dvěma stupni předurčení.



Obrázek 30 Ověřovací měření. Grafy závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný mnohonásobnou lineární regresí za použití tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty na hrudníku naměřené systémem FlexiGuard. Nahore graf výpočtu energetického výdeje z HR, ACC a T2. Uprostřed graf výpočtu energetického výdeje z HR, ACC a T2 s jedním stupněm předurčení. Dole graf výpočtu energetického výdeje z HR, ACC a T2 se dvěma stupni předurčení.

Tabulka 14 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty na hrudníku.

ID	Výpočet EE z HR, ACC a T
1	$EE [t] = 6060,03 + 3,96312 \cdot HR [t] + 0,297955 \cdot ACC [t] - 18,9926 \cdot T[t]$
2	$EE[t] = 1317,69 + 7,21607 \cdot HR[t] + 1,60664 \cdot ACC[t] - 5,02269 \cdot T[t]$
3	$EE[t] = -266,709 + 10,9842 \cdot HR[t] - 0,759577 \cdot ACC [t] - 0,748816 \cdot T[t]$
4	$EE [t] = 3798,92 + 4,20276 \cdot HR[t] + 1,02282 \cdot ACC [t] - 11,8978 \cdot T[t]$
5	$EE[t] = 1406,98 + 7,65649 \cdot HR[t] + 0,783308 \cdot ACC[t] - 5,97654 \cdot T[t]$
6	$EE[t] = 4671,44 + 5,24293 \cdot HR[t] + 1,19193 \cdot ACC[t] - 14,9806 \cdot T[t]$
7	$EE[t] = -514,322 + 8,72375 \cdot HR[t] + 0,931313 \cdot ACC[t] - 0,011212 \cdot T[t]$
8	$EE[t] = 11232,6 + 8,43527 \cdot HR [t] - 0,771192 \cdot ACC[t] - 35,0422 \cdot T[t]$

Tabulka 15 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty na hrudníku se stupněm předurčení.

ID	Výpočet EE z HR, ACC a T
1	$EE[t] = 539,643 + 1,30425 \cdot HR[t] + 0,658871 \cdot ACC[t] - 1,91851 \cdot T[t]$ $+ 0,61364 \cdot EE(t-1)[t]$
2	$EE[t] = -28,4209 + 3,22337 \cdot HR[t] + 2,0649 \cdot ACC[t] - 0,367865 \cdot T[t]$ $+ 0,403846 \cdot EE(t-1)[t]$
3	$EE[t] = -59,6816 + 3,62322 \cdot HR[t] + 0,887658 \cdot ACC[t] - 0,318918 \cdot T[t]$ $+ 0,510464 \cdot EE(t-1)[t]$
4	$EE[t] = 473,499 + 0,722394 \cdot HR[t] + 1,31363 \cdot ACC[t] - 1,5042 \cdot T[t]$ $+ 0,569753 \cdot EE(t-1)[t]$
5	$EE[t] = -1406,66 + 2,6764 \cdot HR[t] + 1,2523 \cdot ACC[t] + 3,93402 \cdot T[t]$ $+ 0,560237EE(t-1)[t]$
6	$EE[t] = 336,958 + 1,82965 \cdot HR[t] + 1,48349 \cdot ACC[t] - 1,40206 \cdot T[t]$ $+ 0,519443 \cdot EE(t-1)[t]$
7	$EE[t] = -150,002 + 2,77259 \cdot HR[t] + 1,7461 \cdot ACC[t] - 0,00796972 \cdot T[t]$ $+ 0,470302 \cdot EE(t-1)[t]$
8	$EE[t] = 3168,49 + 2,72612 \cdot HR[t] + 0,542195 \cdot ACC[t] - 9,97362 \cdot T[t]$ $+ 0,579839 \cdot EE(t-1)[t]$

Tabulka 16 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty na hrudníku se dvěma stupni předurčení.

ID	Výpočet EE z HR, ACC a T
1	$EE[t] = 1416,37 + 1,45722 \cdot HR[t] + 0,45627 \cdot ACC[t] - 4,5573 \cdot T[t]$ $+ 0,830342 \cdot EE(t-1)[t] - 0,250089 \cdot EE(t-2)[t]$
2	$EE[t] = 34,1827 + 3,20391 \cdot HR[t] + 2,23531 \cdot ACC[t] - 0,549573 \cdot T[t]$ $+ 0,295218 \cdot EE(t-1)[t] + 0,0940848 \cdot EE(t-2)[t]$
3	$EE[t] = 6,50979 + 3,61846 \cdot HR[t] + 0,893485 \cdot ACC[t] - 0,514822 \cdot T[t]$ $+ 0,505309 \cdot EE(t-1)[t] + 0,00459595 \cdot EE(t-2)[t]$
4	$EE[t] = 996,148 + 1,21426 \cdot HR[t] + 1,03609 \cdot ACC[t] - 3,11849 \cdot T[t]$ $+ 0,746474 \cdot EE(t-1)[t] - 0,218727 \cdot EE(t-2)[t]$
5	$EE[t] = -1343,1 + 2,52355 \cdot HR[t] + 1,35181 \cdot ACC[t] + 3,76286 \cdot T[t]$ $+ 0,494406 \cdot EE(t-1)[t] + 0,068496 \cdot EE(t-2)[t]$
6	$EE[t] = 239,953 + 1,87098 \cdot HR[t] + 1,49293 \cdot ACC[t] - 1,1313 \cdot T[t]$ $+ 0,509147 \cdot EE(t-1)[t] + 0,0107139 \cdot EE(t-2)[t]$
7	$EE[t] = -149,328 + 2,77173 \cdot HR[t] + 1,73403 \cdot ACC[t] - 0,0066355 \cdot T[t]$ $+ 0,475807 \cdot EE(t-1)[t] - 0,00544954 \cdot EE(t-2)[t]$
8	$EE[t] = 2550,67 + 2,46838 \cdot HR[t] + 0,36737 \cdot ACC[t] - 8,06556 \cdot T[t]$ $+ 0,869406 \cdot EE(t-1)[t] - 0,250152 \cdot EE(t-2)[t]$

5.4 Procentuální vyhodnocení metod

V tabulkách 17-19 se nachází číselné vyhodnocení procentuálních odchylek jednotlivých metod od referenční hodnoty EE vyhodnocené systémem OxyconMobile.

Tabulka 17 Procentuální odchylka jednotlivých metod od referenčních hodnot energetického výdeje systému OxyconMobile. Vyhodnocení dat z celé časové délky ověřovacího měření.

ID	1	2	3	4	5	6	7	8
EEHRm	86	67	30	65	48	33	41	73
EEHRic	-64	23	29	-41	15	-46	68	-39
EEACCic	45	41	20	14	47	11	22	29
EEHRACCic	-64	23	34	-36	14	-41	59	-42
EEHRACC + 1 SP	-57	21	15	-26	-1	-29	35	-48
EEHRACC + 2 SP	-54	20	15	-26	0	-30	36	-40
EEHRACCTic			51	14	-39	-35	58	-86
EEHRACCT + 1 SP			31	-12	76	-28	35	-75
EEHRACCT + 2 SP			40	0	73	-29	36	-67

Tabulka 18 Procentuální odchylka jednotlivých metod od referenčních hodnot energetického výdeje systému OxyconMobile. Vyhodnocení dat z aktivní fáze ověřovacího měření (20-80 min).

ID	1	2	3	4	5	6	7	8
EEHRm	76	62	40	57	52	17	29	64
EEHRic	-33	23	42	-27	29	-36	51	-13
EEACCic	14	21	9	3	32	-7	14	3
EEHRACCic	-33	21	48	-24	27	-33	45	-13
EEHRACC + 1 SP	-31	17	26	-17	15	-27	30	-18
EEHRACC + 2 SP	-31	17	26	-17	16	-27	30	-16
EEHRACCTic			63	10	-11	-28	45	-29
EEHRACCT + 1 SP			40	-7	71	-26	29	-27
EEHRACCT + 2 SP			48	0	69	-26	30	-25

Tabulka 19 Procentuální odchylka jednotlivých metod od referenčních hodnot energetického výdeje systému OxyconMobile. Vyhodnocení dat z klidové fáze na matraci ověřovacího měření (0-20 min).

ID	1	2	3	4	5	6	7	8
EEHRm	64	41	1	62	28	54	37	36
EEHRic	-200	-14	-14	-114	-41	-122	72	-185
EEACCic	141	134	95	64	103	85	67	104
EEHRACCic	-203	6	-18	-100	-36	-101	63	-201
EEHRACC + 1 SP	-162	18	-24	-58	-54	-53	31	-195
EEHRACC + 2 SP	-156	18	-23	-59	-51	-56	33	-170
EEHRACCTic	-	-	19	65	-125	-67	62	-349
EEHRACCT + 1 SP	-	-	9	-16	75	-49	30	-290
EEHRACCT + 2 SP	-	-	31	22	69	-52	32	-263

5.5 Dotazník subjektivních pocitů

V tabulce 20 se nachází dotazník subjektivních pocitů, který se nacházel v kartě probanda (viz Příloha 4) a který každý z účastníků vyplnil po skončení ověřovacího měření.

Tabulka 20 Informace získané z dotazníku subjektivních pocitů dle probandů.

ID	Při jaké části experimentu jste cítil nejvyšší fyzickou zátěž?	Ohodnoťte pohodlí přístroje OxyconMobile?	Ohodnoťte pohodlí přístroje FlexiGuard?
1	Bicyklovém ergometru	Velmi nepohodlné	Ani pohodlné ani nepohodlné
2	Bicyklovém ergometru	Ani pohodlné ani nepohodlné	Pohodlné
3	Bicyklovém ergometru	Nepohodlné	Nepohodlné
4	Bicyklovém ergometru	Ani pohodlné ani nepohodlné	Pohodlné
5	Bicyklovém ergometru	Nepohodlné	Pohodlné
6	Bicyklovém ergometru	Nepohodlné	Pohodlné
7	Bicyklovém ergometru	Ani pohodlné ani nepohodlné	Pohodlné
8	Bicyklovém ergometru	Nepohodlné	Pohodlné

6 DISKUZE

Výpočet energetického výdeje dle výzkumu Stratha a kolektivu [4] z roku 2000 jsem použila v praktické části diplomové práce pro metodu vyhodnocení energetického výdeje dle tepové frekvence, a to pro výpočet energetického výdeje dle známých vzorců a statistických somatických parametrů (*EEHRs*), energetického výdeje zpřesněného o parametry výšky a váhy probanda (*EEHRmax*) a energetického výdeje zpřesněného o naměřené HR_{max} (*EEHRm*). Data ukázala, že počítání se změřenou maximální tepovou frekvencí nejsou zřetelně přesnější. Například probandovi s ID 8 byla změřena klidovou fází v leže minimální tepová frekvence 49 tepů za minutu a maximální tepová frekvence 153 tepů za minutu, vážil 56 Kg a měřil 170 cm. Výpočtem HR_{max} vznikla hodnota 183,2 tepů za minutu. Jak lze vidět na obrázku 20 a v Příloze 1A, křivky *EEHRmax* a *EEHRs* jsou u některých probandů blíže křivce referenčních hodnot systému OxyconMobile než *EEHRm*. Zanedbatelný rozdíl ve výpočtu dle maximální tepové frekvence oproti změřené HR_{max} se ukázal téměř u všech probandů. Pro metody *EEHRm* byla použita nejvyšší hodnota HR zpravidla z jízdy na bicyklovém ergometru. Nepřesnosti v měření maximální tepové frekvence mohly nastat z důvodu, že proband měl za úkol skončit na svém fyzickém maximu. Hodnoty mohly být ovlivněny subjektivním pocitem probanda, jelikož ukončil měření před svým maximem. Dále mohly být ovlivněny fyzickou zátěží v předchozích dnech/hodinách nebo životospřávou. *EEHR* ovlivňují parametry HR_{rest} a pohlaví.

Výpočet energetického výdeje metodou pohybové aktivity jsem se inspirovala podle Croutera, Churchilla a Basseta a jejich článku [5] z roku 2006. Při aktivitách v experimentální části se má diplomová práce shodovat s lehem, sedem, chůzí a jízdou na kole (v mém případě na bicyklovém ergometru). Konkrétní číselné konstanty (parametry modelu) pro výpočet energetického výdeje dle pohybové aktivity nemohly být použity pro účely diplomové práce, jelikož se typy akcelerometrů použité v článku a v diplomové práci lišily. Pro výpočet energetického výdeje pomocí pohybové aktivity jsem použila metodu jednoduché regresní analýzy pro každého probanda zvlášť.

Bednář [6] se ve své bakalářské práci v roce 2013 zabýval sestavením BAN nodů obsahující teplotní čidlo a tříosý akcelerometr pro systém FlexiGuard. Aktualizovaný systém FlexiGuard jsem použila pro snímání teplot na kůži, tepové frekvence a pohybové aktivity. Od roku 2013 se systém změnil několikrát jak hardwarově, tak softwarově. Bednář použil

BAN nody 3. V mé diplomové práci bylo použito 8 BAN nodů s vyvedenými teplotními čidly pro snímání teploty na kůži probanda.

Zdobinský [7] využil ve své diplomové práci přístroj OxyconMobile pro určení referenčních dat energetického výdeje a přístroj FlexiGuard pro měření pohybové aktivity a tepové frekvence pro výpočet energetického výdeje. Zdobinský použil jen hlavní měřící jednotku na hrudníku systému FlexiGuard, proto měl informace pouze o pohybu středu těla probanda. Probandi prováděli úkony jako je psychický i fyzický klid, fyzický pohyb a vědomostní test. Při vykonávání aktivit probandů v experimentální části se má diplomová práce shoduje s jízdou na bicyklovém ergometru, lehem, sedem a chůzí do schodů. Na základě výsledků jsem navíc zařadila do experimentu práci horní poloviny těla.

V bakalářské práci [55] jsem se zabývala teplotní zátěží hasičů, kde se ukázalo, že teplota na těle stoupá s vyšším energetickým výdejem. Z tohoto důvodu byla teplota na kůži zařazena jako jeden z parametrů pro výpočet fyzické zátěže. Na grafu 28 lze vidět, že senzory T1, T3, T6 a T7 vynechávaly v měření, proto není možné je použít. Senzory T4 a T5 se nacházely na horních končetinách. Kalibrační měření a vlastní měření se odehrávala v rozdílné dny. Někteří z probandů měli na kalibrační měření dlouhý rukáv a na vlastní měření krátký rukáv. Z tohoto důvodu jsem nepoužila data teplot z horních končetin. Teplota senzoru T0 na hlavě je ovlivněná okolním prostředím. Jako parametr pro odhad energetického výdeje jsem zvolila teplotu na kůži na hrudníku (senzor T2). Teplota není ovlivněna vnějšími vlivy a zároveň je proměnlivá. Senzor TH se taktéž nacházel na hrudníku. Na grafu 28 lze vidět průběh teplot senzorů T2 a TH při ověřovacím měření. I když se senzory T2 a TH nacházejí blízko sebe, mají odlišné výsledky.

Naměření odlišných dat na hlavní měřící jednotce a BAN nodu má zřejmě více příčin. Konstrukce hlavní řídicí jednotky je těžší a větší než konstrukce BAN nodů. Z toho plyne, že má hlavní řídicí jednotka větší tepelnou kapacitu. Hlavní jednotka má tepelný senzor zabudovaný v hlavní konstrukci na rozdíl od BAN nodů, které mají vyvedený senzor měření teploty na kůži mimo ostatní senzory pomocí kabelu. Z výše zmíněných důvodů jsem zvolila, že pro výpočet energetického výdeje použiji hodnoty teplot naměřené na hrudníku BAN nodem 2. U probanda s ID 1 a 2 nefungoval senzor č. 2 pro snímání teploty na kůži

Při kalibračním měření bylo 22 – 24,7 °C, jak lze vidět v tabulce číslo 5. Teplotu v místnosti při ověřovacím měření nebylo možné změřit, protože probandí se pohybovali v poloterénních podmínkách v několika místnostech dle potřebné aktivity.

Na obrázku č. 23 jsou zobrazena data z akcelerometru. Lze vidět průběh vlastního měření a rozeznat, kdy proband pohyboval ve větší míře horní polovinou těla a kdy dolní polovinou těla. Na grafu pohybové aktivity dolních končetin lze vidět, že proband s ID 4 v závěrečné fázi ověřovacího experimentu téměř neměnil rychlost pohybu dolních končetin se stupňující zátěží. Výkon se zvýší, ale pohyb těla zůstává stejný. Z toho plyne, že při práci s těžkými břemeny nebo při jízdě na kole do kopce se nelze spoléhat jen na pohybovou aktivitu. Lze ji využít při práci s vlastní vahou těla.

Experimentu se zúčastnilo 8 probandů – 6 mužů a 2 ženy. Dle tabulky číslo 5 byl průměr stáří probandů 27,6 let, výšky 172,6 cm a hmotnosti 75 Kg.

Každý z účastníků experimentu musel strávit měřením a přípravami cca 1 hodinu při laboratorním kalibračním měření a cca 2,5 hodiny při poloterénním ověřovacím měření. Testy byly časově náročné. Z tohoto důvodu bylo zvoleno 8 probandů.

Přístroj OxyconMobile byl umístěn na probanda dle návodu. Systém umožňuje pouze variaci umístění jednotek SBx a SDx na záda nebo na hrudník probanda. Jednotky byly umístěny na hrudník, protože v první fázi ověřovacího měření proband ležel na zádech na matraci. Hlavní senzor a BAN nody systému FlexiGuard byli rozmístěny po těle. Hlavní senzor byl umístěn na hrudníku popruhem, což je standardní umístění dle návodu, jelikož snímá tepovou frekvenci. 8 BAN nodů bylo rozprostřeno po těle tak, aby senzory pohybové aktivity snímaly všechny segmenty těla – hlavu, horní končetiny, střed těla a dolní končetiny. Rozmístění se ukázalo jako ideální pro různé typy námah při ověřovacím měření. BAN nody byly upevněny lékařskými lepícími páskami. Teplotní čidla, která vedla z konstrukce BAN nodů, byla upevněna na tělo pomocí EKG elektrod. Teplota na kůži probanda rostla a klesala rychleji než při měření v mé bakalářské práci [55], kde teplotní čidla byla zabudována v konstrukci nodů.

Při poslední fázi ověřovacího měření probandi sami uznali za vhodné, při jaké zátěži chtějí přestat. Jak lze vidět v tabulce 8, časy a výkony jednotlivých lidí byly individuální. Probandi s čísly 5 a 8 zvolili místo fáze vyjetí chůzi po dobu 5 minut.

Bylo ověřováno několik metod pro výpočet energetického výdeje. Prvně byla použita metoda dle tepové frekvence za použití známých vzorců. Výsledky metody se nacházejí v kapitole 5.1. V kapitole 5.1.1 lze vidět obrázky 13 a 14, na kterých jsou grafy průběhu energetického výdeje (*EEHRs*) při kalibračním i ověřovacím měření probanda s ID 8 s využitím statistických somatických údajů o výšce a váze, vypočteného HR_{max} , reálného věku, pohlaví a změřeného HR_{rest} . V kapitole 5.1.2 se na obrázcích 15 a 16 nacházejí grafy průběhu energetického výdeje (*EEHRmax*) probanda s ID 8. EE výdej byl vypočítán za užití vzorce pro získání HR_{max} , a reálného věku, váhy, výšky, pohlaví a změřeného HR_{rest} probanda. V kapitole 5.1.3 se nachází na obrázcích 17 a 18 grafy průběhu energetického výdeje (*EEHRm*) probanda s ID 8, který byl vypočítán ze změřeného HR_{max} a HR_{rest} a reálného věku, váhy, výšky a pohlaví probanda. Jak již bylo zmíněno, i když byly parametry individualizovány dle parametrů probanda, není na výsledcích zřetelné zpřesnění dat vůči referenčním hodnotám energetického výdeje systému OxyconMobile. Jak lze vidět na obrázcích příloh 1-6 v Příloze č 1A, výrazné zpřesnění *EEHRm* vůči referenční křivce EE OxyconMobile nastalo zřetelně u probanda č. 6. Jak lze vidět v tabulce 17, dle vyhodnocení procentuální odchylky z celé délky měření byl výpočet EE dle tepové frekvence nejpřesnější u probanda s ID 3, který měl odchylku 30 % a u probanda s ID 6 s 33 %. V tabulce č. 18 lze vidět, že v aktivní části experimentu byla procentuální odchylka u probanda s ID 6 17 %. V klidové části se nejvíce *EEHRm* blížilo referenčním hodnotám systému OxyconMobile u probandů s ID 6 (17 %) a ID 7 (29 %). Dle vyhodnocených procentuálních odchylek je metoda značně nespolehlivá, jelikož se EE výdej vypočtený z tepové frekvence průměrně liší o 55 % v celé délce měření, 50 % v aktivní části a 40 % v části klidové.

Další metody byly provedeny za pomoci jednoduché nebo mnohonásobné lineární regrese. K těmto metodám se váže hypotéza č. 1, která byla potvrzena. Bylo provedeno krátké 21minutové měření formou vícestupňového StepTestu. Data každého probanda byla podrobena regresní analýze. Byly individuálně vytvořeny funkční kalibrační rovnice, které jsou k nalezení v tabulkách č. 9-16. Následně byly rovnice použity pro vyhodnocení energetického výdeje při ověřovacím měření, které trvalo cca 1,5 hodiny.

Pro jednoduchou lineární regresi byla použita data tepové frekvence a pohybové aktivity. Jak lze vidět na obrázku č. 21 u probanda s ID 4, křivka energetického výdeje dle tepové frekvence za pomoci jednoduché regresní rovnice ($EEHRic$) se blíží křivce energetického výdeje OxyconMobile ($EE_{OxyconMobile}$) a to s koeficientem determinace 0,935 u kalibračního měření. Takto vytvořený funkční předpis byl použit v ověřovacím měření. Na obrázku 22 se nachází graf křivek energetického výdeje z ověřovacího měření u probanda s ID 4. Křivka $EEHRic$ je po většinu času blíže k ose x než referenční křivka $EE_{OxyconMobile}$. Odchylka $EEHRic$ od $EE_{OxyconMobile}$ je -41% v celé délce měření, -114% v klidové fázi na matraci a -27% v aktivní fázi ověřovacího experimentu.

Grafy s křivkou energetického výdeje dle pohybové aktivity pomocí individuální kalibrace ($EEACCic$) se nachází na obrázku č. 25 a 26 a v příloze 1B. U probanda číslo 4 se data lineární regrese dle ACC blížila k $EE_{OxyconMobile}$ s koeficientem determinace 0,715. Z obrázku 25 lze vidět, že při jízdě na bicyklovém ergometru se neprojevila stupňovaná zátěž, jelikož proband nezměnil rychlost šlapání. U probanda č. 4 se křivka $EEACCic$ liší od $EE_{OxyconMobile}$ celkově o 14% , v klidové fázi o 64% a aktivní fázi o 3% . Kalibrační předpisy pro výpočet EE z ACC pro všechny probandy se nacházejí v tabulce č. 10.

V příloze 1B se jsou grafy $EEHRic$ a $EEACCic$ probandů 1-8. Z tabulek 17-19 plyne, že průměrná procentuální odchylka $EEHRic$ od $EE_{OxyconMobile}$ je 7% u celkové délky měření, 5% u aktivní části měření a -77% u klidové fáze na lůžku. $EEACCic$ se liší od $EE_{OxyconMobile}$ průměrně o 29% v celé délce ověřovacího měření, 11% v aktivní části a 99% v části klidu.

Mnohonásobná lineární regrese byla použita pro metody výpočtu energetického výdeje kombinací několika parametrů. Zvolila jsem kombinaci tepové frekvence s pohybovou aktivitou ($EEHRACCic$) a kombinaci tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty na těle z BAN nodu číslo 2 ($EEHRACCTic$), jak lze vidět v kapitole 5.3 na obrázcích 26-30 a v příloze č. 1C a 1D. Byly vytvořeny mnohonásobné lineární regresní rovnice pro každého probanda zvlášť, a navíc byly přidány jeden a dva stupně předurčení. Funkční předpisy rovnic se nacházejí v tabulkách 11-16. Na obrázcích 26 a 29 se nachází ukázka metody mnohonásobné regresní analýzy probanda s ID 4 na kalibračním měření. $EEHRACCic$ se blíží $EE_{OxyconMobile}$ s koeficientem determinace 0,951 a $EEHRACCTic$ 0,964. Při použití paměti jednoho vzorku dozadu (jeden stupeň předurčení) a dvou vzorků dozadu (dva stupně

předurčení) se metoda křivky *EEHRACCic* a *EEHRACCTic* zpřesnily. U probanda č. 4 má *EEHRACCic* s jedním stupněm předurčení koeficient determinace 0,980 a dvěma stupni předurčení 0,983. U předpisové rovnice *EEHRACCTic* se koeficient determinace rovná 0,980 u jednoho stupně předurčení a 0,983 u dvou stupňů předurčení.

Sestavené rovnice byly následně aplikovány na data z ověřovacího experimentu. V tabulce 17 lze vidět, že energetický výdej u probanda č. 4 vypočítaný z kombinace HR a ACC měl odchylku -36 % u celé délky měření, -24 % u aktivní fáze a -18 % u klidové fáze ověřovacího experimentu. Se stupněm předurčení, paměti modelu, se odchylka od referenčních hodnot u probandů v 7 z 8 případů zmenšila. 7 probandů má u modelu *EEHRACC* s jedním i dvěma stupni předurčení menší odchylku než 30 % u aktivní fáze experimentu. Jak plyne z tabulky 17, průměrná odchylka *EEHRACCic* od referenčních hodnot je 7 % bez stupně předurčení, 11 % s jedním stupněm předurčení a 10 % se dvěma stupni předurčení při celé délce ověřovacího experimentu. Průměrné hodnoty odchylky *EEHRACC* při aktivní části měření jsou 5 % pro *EEHRACCic* bez stupně předurčení, 1 % s jedním vzorkem v paměti a 0 % se dvěma stupni předurčení.

Hypotéza č. 2 se váže k zpřesnění odhadu energetického výdeje zařazením dalších fyzikálních veličin jako je fyzická aktivita a tělesná teplota do výpočtu. Hypotéza nebyla potvrzena, jelikož u probandů 1 a 2 nefungovaly senzory teplot v ověřovacím experimentu, byla stanovena kalibrační rovnice, ale nemohla být aplikována na vlastní měření. Jak lze vidět v tabulkách 17-19, jsou k dispozici data od 6 probandů s tím, že hodnoty procentuální odchylky probandů značně kolísají. Dle výsledků v tabulkách 17-19 a v přílohách 1A-ID, data probanda s ID 1 byla nejméně přesná z naměřených lidí. Důvodem může být, že proband měl velký výdej energie těsně před kalibračním měřením. Mohlo se zde jednat o stupňovanou zátěž, což zkreslilo data.

Z výše uvedených výsledků plyne, že data získaná z kalibračního StepTestu jsou pro lineární regresní analýzu blíže k referenčním hodnotám v aktivní části ověřovacího měření. Data, která byla naměřená v klidové fázi ověřovacího měření a následně dosazena do rovnic regresní analýzy, byla značně podhodnocena. Do kalibračního měření bych příště zařadila klidovou fázi v leže na začátek.

Dle dotazníku subjektivních pocitů, který probandi vyplňovali po ukončení ověřovacího měření, plyne, že oba systémy využitě v diplomové práci jsou pro probandy značně nekomfortní. Systém OxyconMobile je v porovnání se systémem FlexiGuard méně pohodlný. OxyconMobile tlačil probandy na tváři. Při překrytí úst a nosu probandi deklarovali nekomfortnost, který se projevil zvýšením tepové frekvence při nasazování přístroje.

Doporučila bych navržení upevňovacího zařízení pro jednotlivé BAN nody pro jednodušší a rychlejší použití. Lepení lékařských pásek bylo pro probandy nepříjemné a zdoluhavé. Na končetiny by byly ideální popruhy se suchým zipem. BAN nody by se mohly jednoduše uchytit a suchý zip by nepřekážel v dokovací stanici pro nabíjení. Senzory na hrudníku a zádech by se mohly nalepit k popruhu pro hlavní jednotku taktéž suchým zipem. Pro BAN nod 0 bych navrhla použití sportovní prodyšné čelenky. Čelenka upevní nod na místě a zároveň slouží jako ochrana stékajícího potu do očí. Pro pocit pohodlí by mohly být krabičky nodů a hlavní sensor více ploché.

Jelikož je známo, při jaké zátěži probandi skončili v poslední části vlastního měření na bicyklovém ergometru, lze určit práh energetického výdeje u každého probanda zvlášť. Viz tabulka 8, maximální dosažený energetický výdej u probanda s ID č. 1 je 591 W, ID č. 2 je 1166 W, ID č. 3 je 1333 W, ID č. 4 je 735 W, ID č. 5 je 989 W, ID č. 6 je 1160 W, ID č. 7 je 1179 W a ID č. 8 je 832 W. Jako práh ohrožení hasiče bych zvolila tyto maximální dosažené hodnoty s odečtenými 50 wattly.

Pro signalizaci prahových hodnot bych navrhla dvojí opatření – na zobrazovacím monitoru velitele zásahu a na levém rukávu zásahového obleku hasiče v podobě světelné signalizace. Velitel zásahu má tablet s nainstalovaným softwarem FlexiGuard, který zobrazuje stav hasiče v reálném čase. Pokud má hasič energetický výdej pod svůj práh ohrožení, svítí kontrolka u daného hasiče zeleně, při dosažení prahu ohrožení se kontrolka zbarví oranžově. Velitel zásahu tak má možnost hasiče odvolat do týlového prostoru. Pokud je hasič bez známky pohybové aktivity a nachází se v ohroženém území, rozsvítí se kontrolka červeně. Světelná signalizace na předloktí hasiče levé ruky funguje na podobném principu. Pod prahem ohrožení žárovka svítí zeleně a při dosažení prahu ohrožení oranžově. Kontrolku lze taktéž zabudovat do dýchací masky, která ovšem není potřeba při všech typech zásahu.

7 ZÁVĚR

V první části diplomové práce byly rešeršně zpracovány metody pro stanovení fyzické zátěže, dle kterých bylo realizováno a experimentálně ověřeno více metod a algoritmů. Pro získání parametrů pro výpočet fyzické zátěže byly použity telemetrické senzory systému FlexiGuard pro měření tepové frekvence, pohybové aktivity a tělesné teploty a respirační kalorimetr systému OxyconMobile pro měření referenčních hodnot energetického výdeje. Podle předchozích zkušeností a experimentů byla navržena lokace sítě senzorů na těle probandů. V praktické části bylo navrženo laboratorní kalibrační měření pro získání dat k vytvoření individuálních metod výpočtu energetického výdeje. Dále bylo realizováno vlastní poloterénní měření pro ověření navržených metod. Měření se zúčastnilo 8 probandů. Po naměření parametrů byla data importována do tabulkového procesoru MS Excel a zpracována a vizualizována v programovém prostředí MATLAB. Bylo navrženo a experimentálně ověřeno 11 metod pro výpočet energetického výdeje.

Nejprve byly použity metody za užití empirických modelů popsaných v rešeršní části a otestovány varianty se zpřesňujícími informacemi, jako je maximální tepová frekvence, věk, váha a výška. Z dat se neprokázalo výrazné zpřesnění pomocí individualizace daných vstupních parametrů.

Dále byly navrženy a testovány metody individuální kalibrace využívající jednoduchou a mnohonásobnou lineární regresi. Byly kombinovány proměnné (tepová frekvence, pohybová aktivita a teplota na kůži) s jedním nebo dvěma stupni předurčení. Z naměřených a zpracovaných dat se ukázala metoda mnohonásobné lineární regrese za užití tepové frekvence a pohybové aktivity s jedním stupněm předurčení jako nejvhodnější pro vyhodnocení energetického výdeje. Díky metodě lineární regrese došlo k zpřesnění odhadu okamžitého energetického výdeje oproti metodám založeným na empirických modelech. Navržené metody individuální kalibrace se ukázaly jako použitelné pro praxi vyhodnocení fyzické zátěže. Stanovenou hypotézu č. 1., že odhad energetického výdeje lze zpřesnit pomocí individuální kalibrace vycházející z krátkodobého měření při definované zátěži pomocí referenční metody založené na nepřímé kalorimetrii a následné aplikaci multiregresní analýzy s cílem získat individualizované parametry modelu pro výpočet energetického výdeje byla potvrzena. Hypotéza č. 2, že odhad energetického výdeje lze zpřesnit zařazením

dalších fyzikálních veličin jako je fyzická aktivita a tělesná teplota do výpočtu nebyla potvrzena.

Na základě dotazníků probandi shledali zařízení systému FlexiGuard pohodlnější než OxyconMobile. Nejvyšší fyzickou zátěž pocítili při jízdě na bicyklovém ergometru, dle kterého byl odhadnout osobní bezpečnostní práh (viz kapitola Diskuze). Signalizace nebezpečí byla navržena dvojí – u velitele zásahu a u samotného hasiče.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

Zkratka	Význam
FBMI ČVUT	Fakulta biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze
1. LF UK	1. Lékařská fakulta Univerzity Karlovy
HZS ČR	Hasičský záchranný sbor České republiky
ID	Identifikační číslo
IZS	Integrovaný záchranný systém
BMR	Basální metabolismus
TEF	Termický efekt potravy
IC	Nepřímá kalorimetrie

9 SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ

Symbol	Jednotka	Význam
m	kg	Hmotnost
EE	watt	Energetický výdej
h	cm	výška
A	léta	Věk jedince
S	(-)	Pohlaví
t_{org}	°C	Teplo produkované organismem
t_{ev}	°C	Teplota evaporace
W	J	Vykonané práce
V_{O_2}	L	Objem spotřeby kyslíku
V_{CO_2}	°C	Výdej oxidu uhličitého
EEq_{O_2}	$\text{kJ}\cdot\text{L}^{-1}\text{O}_2$	Energetický ekvivalent kyslíku
RQ	(-)	Respirační kvocient
UN	$\text{g}\cdot\text{den}^{-1}$	Dusík močoviny
HR	$\text{Tepů}\cdot\text{min}^{-1}$	Tepová frekvence
HR_{max}	$\text{Tepů}\cdot\text{min}^{-1}$	Maximální tepová frekvence
HR_{rest}	$\text{Tepů}\cdot\text{min}^{-1}$	Klidová tepová frekvence
VO_{2rest}	$\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$	Klidová spotřeba kyslíku
VO_{2max}	$\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$	Maximální spotřeba kyslíku

10 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] JIRÁK, Z. Pracovní zátěž a zdravotní stav hasičů. *Rescue report*. 2010, **13**(6), 18-22. ISSN 1212-0456.
- [2] ČESKÁ REPUBLIKA. *Zákon ze dne 11. listopadu o Hasičském záchranném sboru České republiky a o změně některých zákonů: (zákon o hasičském záchranném sboru*. In: . Praha, 2015, ročník 2015, číslo 320.
- [3] LIFSON, Nathan, George B. GORDON a Ruth MCCLINTOCK. Measurement of Total Carbon Dioxide Production by Means of D 2 O 18. *Journal of Applied Physiology*. 1955, **7**(6), 704-710. DOI: 10.1152/jappl.1955.7.6.704. ISSN 8750-7587. Dostupné také z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappl.1955.7.6.704>
- [4] STRATH SJ, a KOL., . Evaluation of heart rate as a method for assessing moderate intensity physical activity. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000, **32**(9), 465-70. DOI: 10.1161/01.cir.0000435708.67487.
- [5] CROUTER, Scott E., James R. CHURILLA a David R. BASSETT. Estimating energy expenditure using accelerometers. *European Journal of Applied Physiology*. 2006, **98**(6), 601-612. DOI: 10.1007/s00421-006-0307-5. ISSN 1439-6319. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00421-006-0307-5>
- [6] BEDNÁŘ, Adam. *Implementace, kalibrace a experimentální ověření algoritmů pro odhad fyzického výdeje energie a zátěže při výcviku členů IZS*. Kladno, 2010. Bakalářská práce. Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Pavel Smrčka, Ph.D.
- [7] ZDOBINSKÝ, Jaroslav. *Srovnání energetického výdeje měřeného pomocí bezdrátových monitorovacích systémů a konvenčních referenčních metod*. Kladno,

2016. Diplomová práce. Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Tomáš Veselý.

- [8] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 1. vydání. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [9] HOLEČEK, Milan. *Regulace metabolismu cukrů, tuků, bílkovin a aminokyselin*. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1562-7.
- [10] MUKHOPADHYAY, S., GOSWAMI, D. a SENGUPTA, A. The Relationship Between Pulse Count and Energy Expenditure at Submaximal Work Under Different Ambient Temperatures. *Defence Science Journal*. 1929, **29**(4), 4.
- [11] Du BOIS, E.F. (1930–31). *Recent advances in the study of basal metabolism. Part I. Part II. J. Nutr.* 3, 217–228, 331–343. b.r.
- [12] DURNIN, J.V.G.A., . *Basal Metabolic Rate in Man*. Rome, 1981. Diplomová práce. University of Glasgow.
- [13] BOUCHARD, C. a KOL, . Genetic effect in resting and exercise metabolic rates. *Metabolism - Clinical and Experimental*. 1989, **38**(4), 6.
- [14] HAUGEN, HEATHER A., E KOL., . Indirect calorimetry: a practical guide for clinicians. *Nutrition in clinical practice*. 2007, **22**(4), 11.
- [15] HARRIS, J a AND F G BENEDICT., . a Biometric Study of Human Basal Metabolism. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. 1918, **4**(12), 370-3.
- [16] MIFFLIN, M. D., a KOL., . a new predictive equation for resting energy expenditure in healthy individuals. *American Journal of Clinical Nutrition*. 1990, **51**(2), 241-7.

- [17] SVAČINA, Štěpán. *Poruchy metabolismu a výživy*. Praha: Galén, 2010. ISBN 978-807-2626-762.
- [18] ROKYTA, Richard. *Fyziologie*. Třetí, přepracované vydání (první vydání v nakladatelství Galén). Praha: Galén, 2016. ISBN 978-80-7492-238-1.
- [19] ČESKO. *Vláda. Nařízení vlády č. 361/2007 Sb., ze dne 12. prosince 2007, : Nařízení vlády, kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci*. In: . Praha, 2007.
- [20] ELIA, M., N. FULLER a P. MURGATROYD. The potential use of the labelled bicarbonate method for estimating energy expenditure in man. *Proceedings of the Nutrition Society*. 1988, **47**(03), 247-258. DOI: 10.1079/PNS19880042. ISSN 0029-6651. Dostupné také z:
http://www.journals.cambridge.org/abstract_S0029665188000461
- [21] PRENTICE, a a A. PRENTICE. *Encyclopedia of Human Nutrition*. 2. vydání. Academic Press, 2015. ISBN 9780080454283.
- [22] ZADÁK, Zdeněk. *Výživa v intenzivní péči*. 2., rozš. a aktualiz. vyd. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-802-4728-445.
- [23] LIFSON, N. a Ruth MCCLINTOCK. Theory of use of the turnover rates of body water for measuring energy and material balance. *Journal of Theoretical Biology*. 1966, **12**(1), 46-74. DOI: 10.1016/0022-5193(66)90185-8. ISSN 00225193. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0022519366901858>
- [24] FIRSTBEAT TECHNOLOGIES, . *Energy Expenditure Estimation Method Based on Heart Rate Measurement*. b.r., , 1-4. Dostupné také z:
https://assets.firstbeat.com/firstbeat/uploads/2015/10/white_paper_energy_expenditure_estimation.pdf

- [25] RENNIE, KIRSTEN L., SUSIE J. HENNINGS, JO MITCHELL a NICHOLAS J WAREHAM. Estimating energy expenditure by heart-rate monitoring without individual calibration. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2001, **33**(6), 931-945. DOI: 10.1097/00005768-200106000-00013. ISSN 0195-9131. Dostupné také z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00005768-200106000-00013>
- [26] WARREN, Janet M., Ulf EKELUND, Herve BESSON, Alessandro MEZZANI, Nickos GELADAS a Luc VANHEES. *Assessment of physical activity – a review of methodologies with reference to epidemiological research: a report of the exercise physiology section of the European Association of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation*. 2010, **17**(2), 127-139. DOI: 10.1097/HJR.0b013e32832ed875. ISSN 1741-8267. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1097/HJR.0b013e32832ed875>
- [27] PULKKINEN, Aki, Sami SAALASTI a Heikki RUSKO. *Energy Expenditure Can Be Accurately Estimated From HR Without Individual Laboratory Calibration*. 2005 **37**(1). DOI: 10.1249/00005768-200505001-00585. ISSN 0195-9131. Dostupné také z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00005768-200505001-00585>
- [28] GELLISH, RONALD L., BRIAN R. GOSLIN, RONALD E. OLSON, AUDRY MCDONALD, GARY D. RUSSI a VIRINDER K. MOUDGIL. Longitudinal Modeling of the Relationship between Age and Maximal Heart Rate. *Med Sci Sports Exerc*. 2007, **39**(5), 822-829. DOI: 10.1097/mss.0b013e31803349c6. ISSN 0195-9131. Dostupné také z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00005768-200705000-00011>
- [29] UTH, Niels, Henrik SORENSEN, Kristian OVERGAARD a Preben K. PEDERSEN. Estimation of VO₂max from the ratio between HR_{max} and HR_{rest} ? the Heart Rate Ratio Method. *European Journal of Applied Physiology*. 2004, **91**(1), 111-115. DOI: 10.1007/s00421-003-0988-y. ISSN 1439-6319. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00421-003-0988-y>
- [30] ÅSTRAND, P. -O. a Irma RYHMING. a Nomogram for Calculation of Aerobic Capacity (Physical Fitness) From Pulse Rate During Submaximal Work. *Journal of*

Applied Physiology. 1954, 7(2), 218-221. DOI: 10.1152/jappl.1954.7.2.218. ISSN 8750 7587. Dostupné také z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappl.1954.7.2.218>

- [31] BOUTEN, C.V., K.R. WESTERTERP, M. VERDUIN a J.D. JANSSEN. Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1994, 26(12), 1516-1523.
- [32] RICHARDS, JENNIFER C., DONALD C. MCKENZIE, DARREN E. R. WARBURTON, JEREMY D. ROAD a A. WILLIAM SHEEL. *Prevalence of Exercise-Induced Arterial Hypoxemia in Healthy Women*. 2004, 36(9), 1514-1521. DOI: 10.1249/01.MSS.0000139898.30804.60. ISSN 0195-9131. Dostupné také z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00005768-200409000-00009>
- [33] YONGWON JANG, , M.W. JUNG JAEMIN KANG a HEE CHAN KIM. An Wearable Energy Expenditure Analysis System based on the 15-channel Whole-body Segment Acceleration Measurement. *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. IEEE, 2005, , 3834-3836. DOI: 10.1109/IEMBS.2005.1615296. ISBN 0-7803-8741-4. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1615296/>
- [34] LUSTREK, Mitja, Bozidara CVETKOVIC a Simon KOZINA. Energy expenditure estimation with wearable accelerometers. *2012 IEEE International Symposium on Circuits and Systems*. IEEE, 2012, , 5-8. DOI: 10.1109/ISCAS.2012.6271906. ISBN 978-1-4673-0219-7. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6271906/>
- [35] JETTÉ, M., K. SIDNEY a G. BLÜMCHEN. Metabolic equivalents (METS) in exercise testing, exercise prescription, and evaluation of functional capacity. *Clinical Cardiology*. 1990, 13(8), 555-565. DOI: 10.1002/clc.4960130809. ISSN 01609289. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1002/clc.4960130809>
- [36] CARNEIRO, Susana a A SPOL. Accelerometer-based methods for energy expenditure using the smartphone. *2015 IEEE International Symposium on Medical*

Measurements and Applications (MeMeA) Proceedings. IEEE, 2015, , 151-156. DOI: 10.1109/MeMeA.2015.7145190. ISBN 978-1-4799-6477-2. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7145190/>

- [37] BOUTEN, C.V.C., K.T.M. KOEKKOEK, M. VERDUIN, R. KODDE a J.D. JANSSEN. a triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. b.r., **44**(3), 136-147. DOI: 10.1109/10.554760. ISSN 00189294. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/554760/>
- [38] BRAGE, Søren, Niels BRAGE, Paul W. FRANKS, Ulf EKELUND, Man-Yu WONG, Lars Bo ANDERSEN, Karsten FROBERG a Nicholas J. WAREHAM. Branched equation modeling of simultaneous accelerometry and heart rate monitoring improves estimate of directly measured physical activity energy expenditure. *Journal of Applied Physiology*. 2004, **96**(1), 343-351. DOI: 10.1152/jappphysiol.00703.2003. ISSN 8750-7587. Dostupné také z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappphysiol.00703.2003>
- [39] RABUŠIČ, L. Mnohonásobná lineární regrese. *Dostupne online: https://is.muni.cz/el/1423/podzim2004/SOC418/multipl_regres_1.pdf*. b.r., , 1-19.
- [40] DE VAUS, D. A. *Analyzing social science data*. Thousand Oaks, Calif.: SAGE, 2002. ISBN 978-0761959380.
- [41] WILSON J. a SPOL, . a wireless sensor network and Incident Command interface for urban firefighting. *Fourth Annual International Conference on Mobile and Ubiquitous Systems: Networking & Services*. 2004, , 19-25.
- [42] HON, Z., P. SMRČKA, K. HÁNA, J. KAŠPAR a J. MUŽÍK. *Dohledový podpůrný systém pro složky IZS*. b.r. 2005, **12**.
- [43] LÖFFLER, Jobst a Markus KLANN. *Mobile response: Second International Workshop on Mobile Information Technology for Emergency Response 2008, Bonn*,

Germany, May 29-30, 2008 : revised selected papers. New York: Springer, 2008.
Lecture notes in computer science, 5424. ISBN 978-3-642-00439-1.

- [44] KLANN, Marcus. LifeNet: an Ad-hoc Sensor Network and Wearable System to Provide Firefighters with Navigation Support. *UbiComp: Demos Extended Abstracts*. Innsbruck, 2007, , 4.
- [45] IACONO, MASSIMILIANO a SPOL, . Monitoring Fire-Fighters Operating in Hostile Environments with Body-Area Sensor Networks. *Proceedings of Risk Assessment and Management in the Civil and Industrial Settlements*. 2006.
- [46] ProeTEX - PROtection E-TEXtiles: MicroNanoStructured Fibre Systems for Emergency-Disaster Wear (2006 - 2010). *Department of Materials, Textiles and Chemical Engineering: Center for textile science and engineering* [online]. Zwijnaarde: Ghent University, b.r. [cit. 2017-03-02]. Dostupné z: <https://www.ugent.be/ea/match/textiles/en/research/projects/afgelopenprojecten/proetex.htm>
- [47] Zephyr. *Zephyr anywhere* [online]. Medtronic, b.r. [cit. 2019-04-01]. Dostupné z: <https://www.zephyranywhere.com>
- [48] DUŠKA, František a Jan TRNKA. *Biochemie v souvislostech*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1116-3.
- [49] ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
- [50] MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-80-7262-695-3.
- [51] *OxyconMobile user manual*. b.r.

- [52] *Závěrečná technická zpráva systému Flexiguard*. Praha, 2013-2015.
- [53] DAŇKOVÁ, Šárka, Jiří HOLUB a Jitka LÁCHOVÁ. *Evropské výběrové šetření zdraví v České republice EHIS 2008*. Praha: Ústav zdravotnických informací a statistiky České republiky, 2011. ISBN 978-80-7280-916-5.
- [54] WESSA, Patrick. Wessa.Net: Free Statistics Software, Office for Research Development and Education. *Wessa.net* [online]. 2019 [cit. 2019-05-13]. Dostupné z: https://www.wessa.net/rwasp_multipleregression.wasp
- [55] VAŇKOVÁ, Daniela. *Sledování teplotní zátěže hasičů pomocí senzorů umístěných v pracovním oděvu*. Kladno, 2017. Bakalářská práce. Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Pavel Smrčka, Ph.D.

11 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Schéma rozvětvené rovnice pro výpočet energetického výdeje pomocí tepové frekvence a pohybové aktivity. Převzato [38].....	27
Obrázek 2 Fotografie zařízení systému OxyconMobile, které je uloženo v kufru. Nahoře zleva: nabíječka baterií a baterie, přijímací jednotka a tlaková bomba pro kalibraci zařízení. Dole zleva: jednotka SBx, jednotka DEx s anténou, ventil na tlakovou bombu a tripleV senzor. Vlastní tvorba.	38
Obrázek 3 Designe softwaru JLAB5 systému OxyconMobile. Úvodní menu. Vlastní tvorba.	39
Obrázek 4 Designe softwaru JLAB5 systému OxyconMobile. Patient Data. Vlastní tvorba.	39
Obrázek 5 Designe softwaru JLAB systému OxyconMobile. Grafika obrazovky při měření probanda č. 7 při kalibračním měření. Vlastní tvorba.....	40
Obrázek 6 Designe zobrazovacího software systému FlexiGuard. Vlastní tvorba.....	42
Obrázek 7 Fotografie systému FlexiGuard použita při experimentech v praktické části diplomové práce. Nahoře zleva: popruh pro uchycení hlavního senzoru a řídicí jednotky, 4 BAN nody v dokovacích stanicích, hlavní senzor a řídicí jednotka spojené kabelem, USB přijímač s anténou a 4 BAN nody v dokovacích stanicích. Dole: dokovací stanice pro řídicí jednotku. Vlastní tvorba.....	42
Obrázek 8 Schéma umístění senzorů systému FlexiGuard na probanda. Vlevo pohled z přední strany, vpravo ze zadní strany. Vlastní tvorba.	45
Obrázek 9 Schéma umístění zařízení systému OxyconMobile na probandovi. Pohled z přední strany. Vlastní tvorba.	46
Obrázek 10 Fotografie jednoho z probandů se zkalibrovaným a nainstalovaným systémem OxyconMobile. Na hrudníku je umístěna vlevo jednotka SBx pro analýzu plynů a vpravo DEx s anténou, baterií a paměťovou kartou. Na obličeji je umístěna lícnice masky pomocí popruhů velikosti L. Do lícnice je vložen TripleV senzor. Pohled z přední strany. Vlastní tvorba.	46
Obrázek 11 Schéma znázorňující průběh kalibračního experimentu probanda s ID 8 – klidová fáze na židli, StepTest s 15cm stupínkem, klidová fáze na židli, StepTest s 25cm stupínkem, klidová fáze na židli, StepTest s 35cm stupínkem a poslední klidová fáze na židli. První graf závislosti energetického výdeje na času znázorňuje referenční data energetického	

výdeje vypočítaná systémem OxyconMobile (červená křivka). Druhý graf závislosti tepové frekvence na času značí průběh tepové frekvence (fialová křivka). Třetí graf závislosti pohybové aktivity na čase znázorňuje součet zrychlení z akcelerometrů umístěných na 8 částech těla (světle modrá křivka). Čtvrtý graf závislosti teploty na času značí teplotu naměřenou na hrudníku probanda senzorem č. 2 (tmavě modrá křivka).....48

Obrázek 12 Schéma znázorňující průběh ověřovacího experimentu probanda s ID 4 – klidová fáze, fáze chůze po rovině, fáze klidu na židli, fáze chůze do schodů a ze schodů, fáze klidu na židli, fáze práce horní polovinou těla, fáze klidu na židli, fáze jízdy na bicyklovém ergometru a fáze klidu na židli. První graf závislosti energetického výdeje na času znázorňuje referenční data energetického výdeje vypočítaná systémem OxyconMobile (červená křivka). Druhý graf závislosti tepové frekvence na času značí průběh tepové frekvence (fialová křivka). Třetí graf závislosti pohybové aktivity na čase znázorňuje součet zrychlení z akcelerometrů umístěných na 8 částech těla (světle modrá křivka). Čtvrtý graf závislosti teploty na času značí teplotu naměřenou na hrudníku probanda senzorem č. 2 (tmavě modrá křivka).....50

Obrázek 13 Kalibrační měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard a rovnice výpočtu HRs. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile.....60

Obrázek 14 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard a rovnice výpočtu HRs. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile.....60

Obrázek 15 Kalibrační měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard a rovnice výpočtu HRmax. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile..... 61

Obrázek 16 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard a rovnice výpočtu HRmax. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile..... 61

Obrázek 17 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence

pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile.	62
Obrázek 18 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile.	62
Obrázek 19 Kalibrační měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá, zelená a fialová křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard.....	63
Obrázek 20 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 8. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá, zelená a fialová křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence pomocí řídicí jednotky systému FlexiGuard.....	63
Obrázek 21 Kalibrační měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Zelená křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence a dostupných vzorců. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej dle individuální kalibrace za využití jednoduché lineární regrese a hodnot tepové frekvence.....	64
Obrázek 22 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Zelená křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný z tepové frekvence a dostupných vzorců. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej dle individuální kalibrace za využití jednoduché lineární regrese a hodnot tepové frekvence.....	64
Obrázek 23 Graf závislosti pohybové aktivity na času. První graf znázorňuje pohybovou aktivitu naměřenou na hrudníku a zádech. Druhý graf znázorňuje pohybovou aktivitu horní poloviny těla na rameni, paži a zápěstí. Třetí graf znázorňuje pohybovou aktivitu dolních končetin a hlavy. Čtvrtý graf znázorňuje průměrnou pohybovou aktivitu ze senzorů 0-7 ...	66
Obrázek 24 Kalibrační měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej dle individuální kalibrace za využití jednoduché lineární regrese a hodnot tepové frekvence.....	67

Obrázek 25 Ověřovací měření. Graf závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej dle individuální kalibrace za využití jednoduché lineární regrese a hodnot tepové frekvence..... 67

Obrázek 26 Kalibrační měření. Grafy závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný mnohonásobnou lineární regresí za použití tepové frekvence a pohybové aktivity naměřené systémem FlexiGuard. Nahoře graf výpočtu energetického výdeje z HR a ACC. Uprostřed graf výpočtu energetického výdeje z HR a ACC s jedním stupněm předurčení. Dole graf výpočtu energetického výdeje z HR a ACC se dvěma stupni předurčení 69

Obrázek 27 Ověřovací měření. Grafy závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný mnohonásobnou lineární regresí za použití tepové frekvence a pohybové aktivity naměřené systémem FlexiGuard. Nahoře graf výpočtu energetického výdeje z HR a ACC. Uprostřed graf výpočtu energetického výdeje z HR a ACC s jedním stupněm předurčení. Dole graf výpočtu energetického výdeje z HR a ACC se dvěma stupni předurčení. 70

Obrázek 28 Grafy závislosti teploty ($^{\circ}\text{C}$) na čase (min) probanda s ID 4. Graf nahoře: Modrá křivka znázorňuje teplotu naměřenou na hlavním senzoru na hrudníku. Červená křivka znázorňuje teplotu naměřenou BAN nodem na zádech. Zelená křivka znázorňuje teplotu naměřenou BAN nodem na hrudníku. Graf uprostřed: Modrá křivka znázorňuje teplotu naměřenou na pravém rameni BAN nodem. Červená křivka znázorňuje teplotu naměřenou na levé paži BAN nodem. Zelená křivka znázorňuje teplotu naměřenou BAN nodem na levém zápěstí. Dolní graf: Modrá křivka znázorňuje teplotu naměřenou BAN nodem na hlavě. Červená křivka značí teplotu naměřenou BAN nodem na pravém stehně. Zelená křivka znázorňuje teplotu naměřenou na levém lýtku BAN nodem..... 74

Obrázek 29 Kalibrační měření. Grafy závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný mnohonásobnou lineární regresí za použití tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty na hrudníku naměřené systémem FlexiGuard. Nahoře graf výpočtu energetického výdeje z HR, ACC a T2. Uprostřed graf výpočtu energetického výdeje z HR, ACC a T2 s jedním stupněm

předurčení. Dole graf výpočtu energetického výdeje z HR, ACC a T2 se dvěma stupni předurčení. 75

Obrázek 30 Ověřovací měření. Grafy závislosti energetického výdeje (watt) na čase (min) probanda s ID 4. Červená křivka znázorňuje referenční energetický výdej spočítaný systémem OxyconMobile. Modrá křivka znázorňuje energetický výdej vypočítaný mnohonásobnou lineární regresí za použití tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty na hrudníku naměřené systémem FlexiGuard. Nahoře graf výpočtu energetického výdeje z HR, ACC a T2. Uprostřed graf výpočtu energetického výdeje z HR, ACC a T2 s jedním stupněm předurčení. Dole graf výpočtu energetického výdeje z HR, ACC a T2 se dvěma stupni předurčení. 76

12 SEZNAMU POUŽITÝCH TABULEK

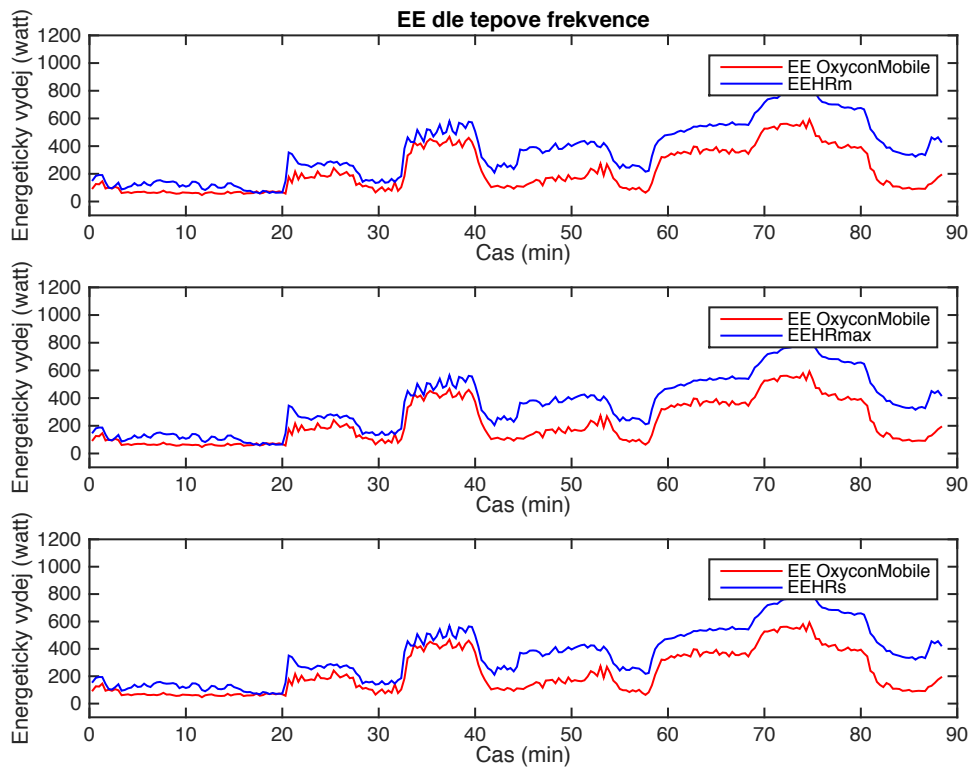
Tabulka 1 Energetický ekvivalent kyslíku pro jednotlivé živiny [9].....	19
Tabulka 2 Hodnoty METs pro vybrané aktivity [35]	25
Tabulka 3 závislost rychlosti větru na ekvivalentním teplu dle Wilmora [50].....	33
Tabulka 4 Aktivity v ověřovacím experimentu a jejich časová a fyzická zátěž.....	51
Tabulka 5 Informace o probandech – pohlaví, věk, hmotnost a výška probanda. Informace o okolnostech měření – teplota v místnosti při měření.	57
Tabulka 6 Informace uvedené probandem o druhu zaměstnání a trénovanosti.	58
Tabulka 7 Naměřená data probandů – maximální srdeční tep (HR_{max}) a klidový srdeční tep (HR_{rest}). Výpočet dle známých vzorců – klidový energetický výdej (RMR), klidová spotřeba kyslíku (VO_{2klid}) a maximální spotřeba kyslíku (VO_{2max})	58
Tabulka 8 Informace ze závěrečné fáze měření na bicyklovém ergometru jednotlivých probandů.	59
Tabulka 9 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence.	65
Tabulka 10 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z pohybové aktivity.....	68
Tabulka 11 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence a pohybové aktivity.....	71
Tabulka 12 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence a pohybové aktivity se stupněm předurčení.	72
Tabulka 13 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence a pohybové aktivity se dvěma stupni předurčení.	73
Tabulka 14 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty na hrudníku.	77
Tabulka 15 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty na hrudníku se stupněm předurčení.....	78
Tabulka 16 Funkční kalibrační předpis rovnice pro jednotlivé probandy pro výpočet energetického výdeje z tepové frekvence, pohybové aktivity a teploty na hrudníku se dvěma stupni předurčení.	79

Tabulka 17 Procentuální odchylka jednotlivých metod od referenčních hodnot energetického výdeje systému OxyconMobile. Vyhodnocení dat z celé časové délky ověřovacího měření.....	80
Tabulka 18 Procentuální odchylka jednotlivých metod od referenčních hodnot energetického výdeje systému OxyconMobile. Vyhodnocení dat z aktivní fáze ověřovacího měření (20-80 min).....	81
Tabulka 19 Procentuální odchylka jednotlivých metod od referenčních hodnot energetického výdeje systému OxyconMobile. Vyhodnocení dat z klidové fáze na matraci ověřovacího měření (0-20 min).....	81
Tabulka 20 Informace získané z dotazníku subjektivních pocitů dle probandů.	82

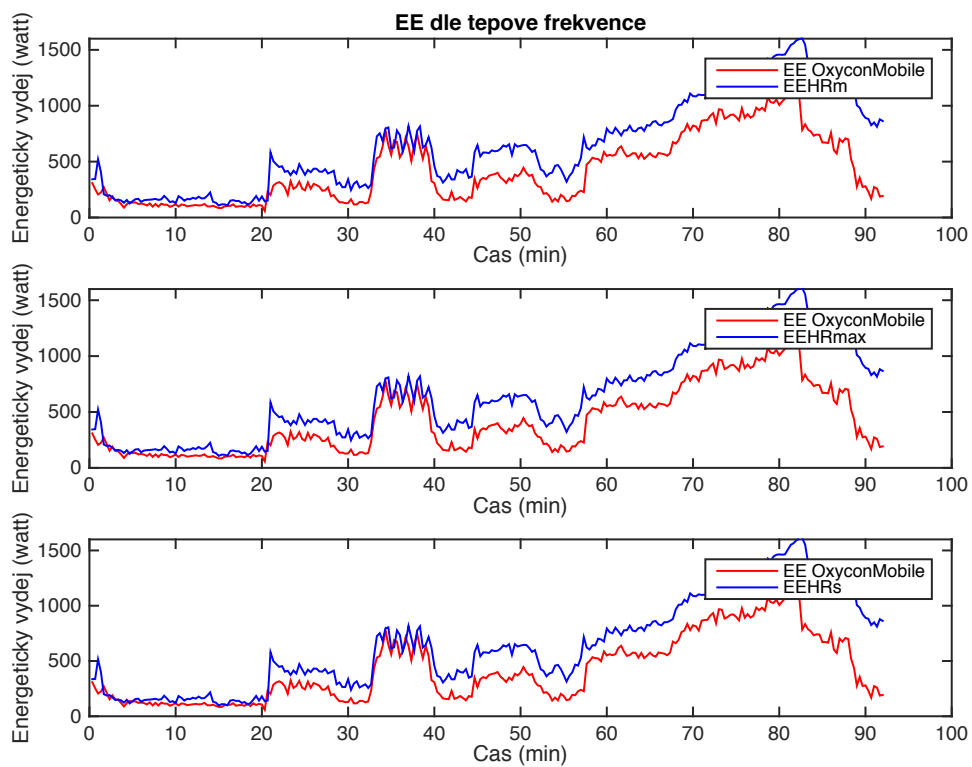
13 SEZNAM PŘÍLOH

- Příloha 1A: Grafy průběhů EEHR
- Příloha 1B: Grafy průběhů EEHRic a EEACCic
- Příloha 1C: Grafy průběhů EEHRACCic
- Přílohy 1D: Grafy průběhů EEHRACCTic
- Příloha 2: Informovaný souhlas
- Příloha 3: Karta probanda
- Příloha 4: Obsah DVD

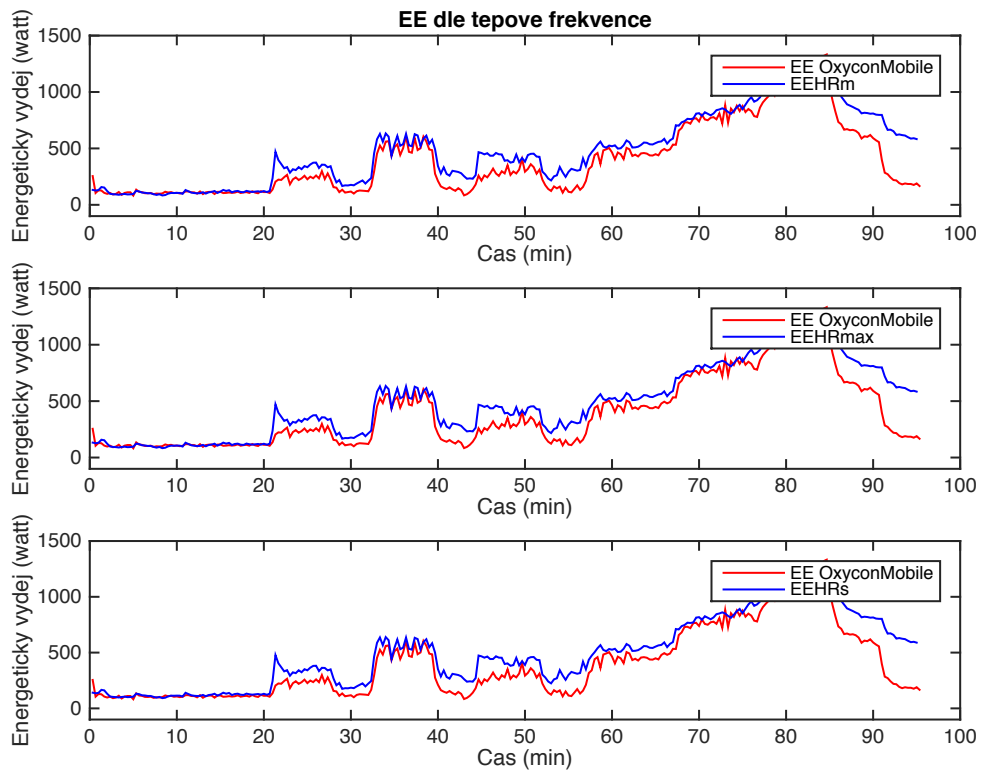
Příloha 1A: Grafy průběhů EEHR



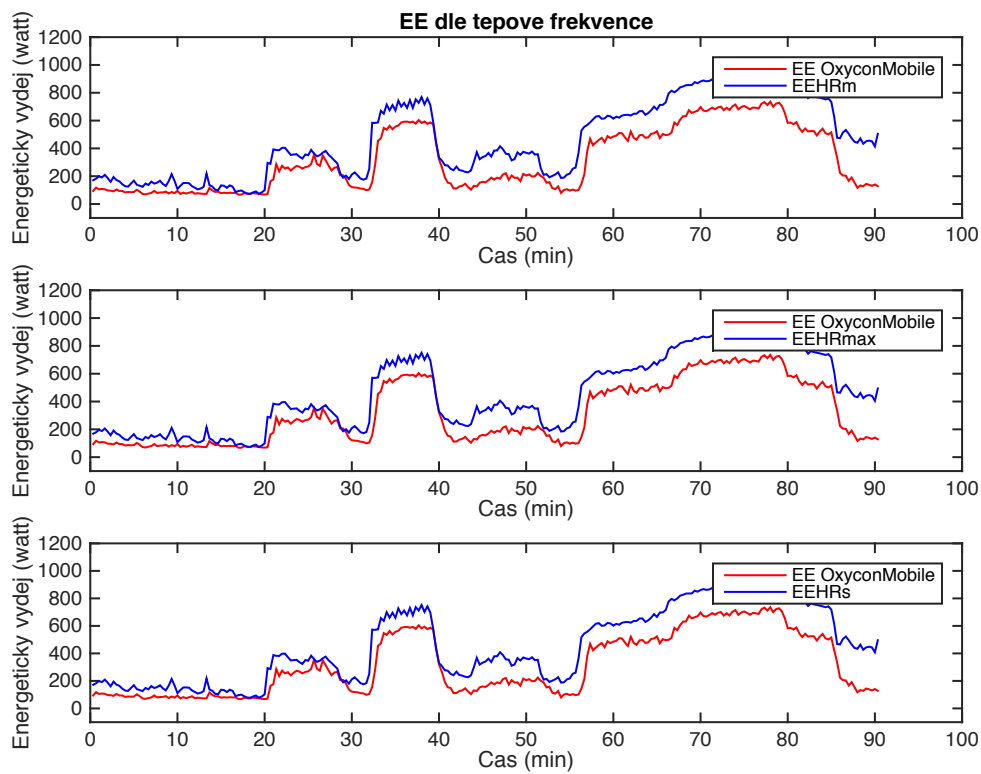
Obrázek přílohy 1 Graf průběhu EEHR probanda č. 1.



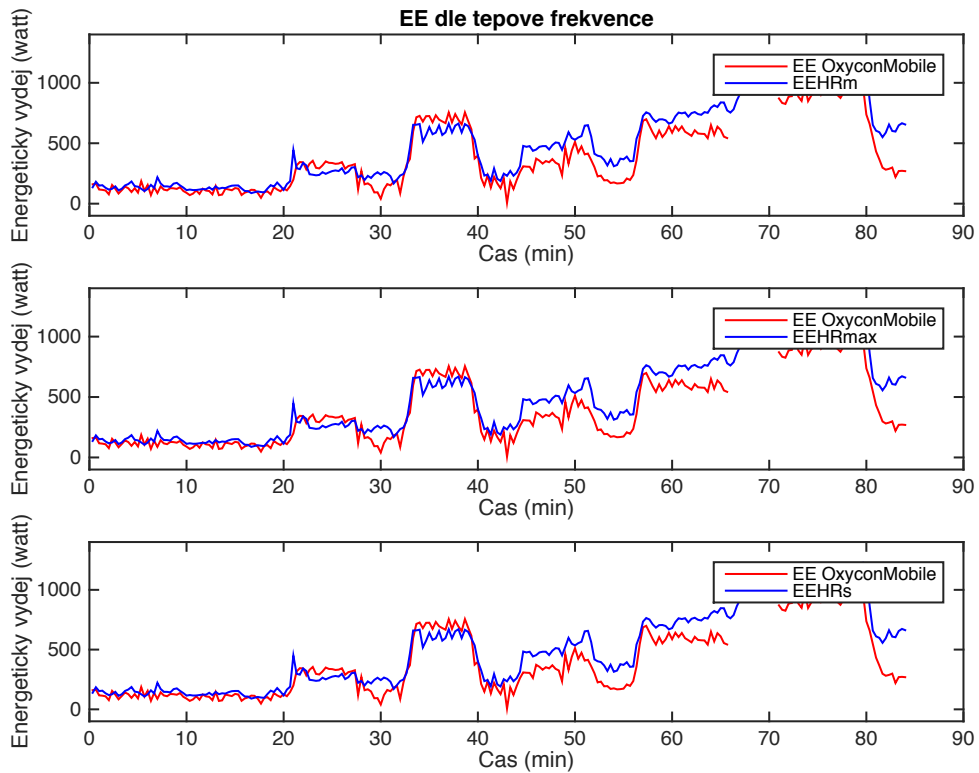
Obrázek přílohy 2 Graf průběhu EEHR probanda č. 2.



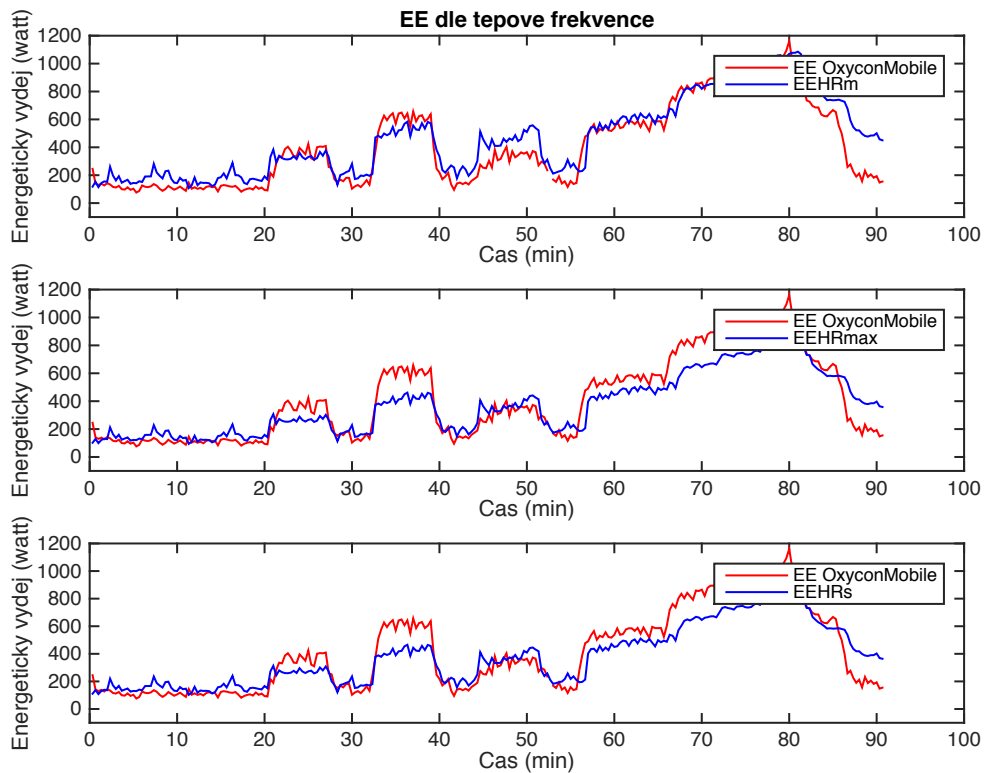
Obrázek přílohy 3 Graf průběhu EEHR probanda č.3.



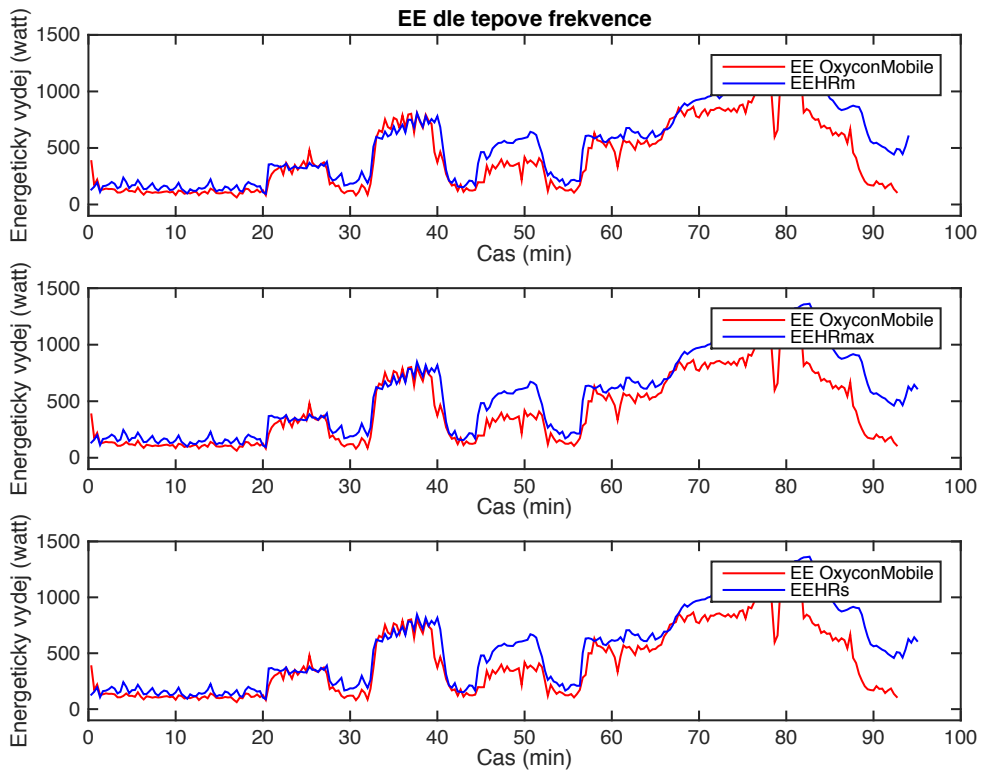
Obrázek přílohy 4 Graf průběhu EEHR probanda č.4.



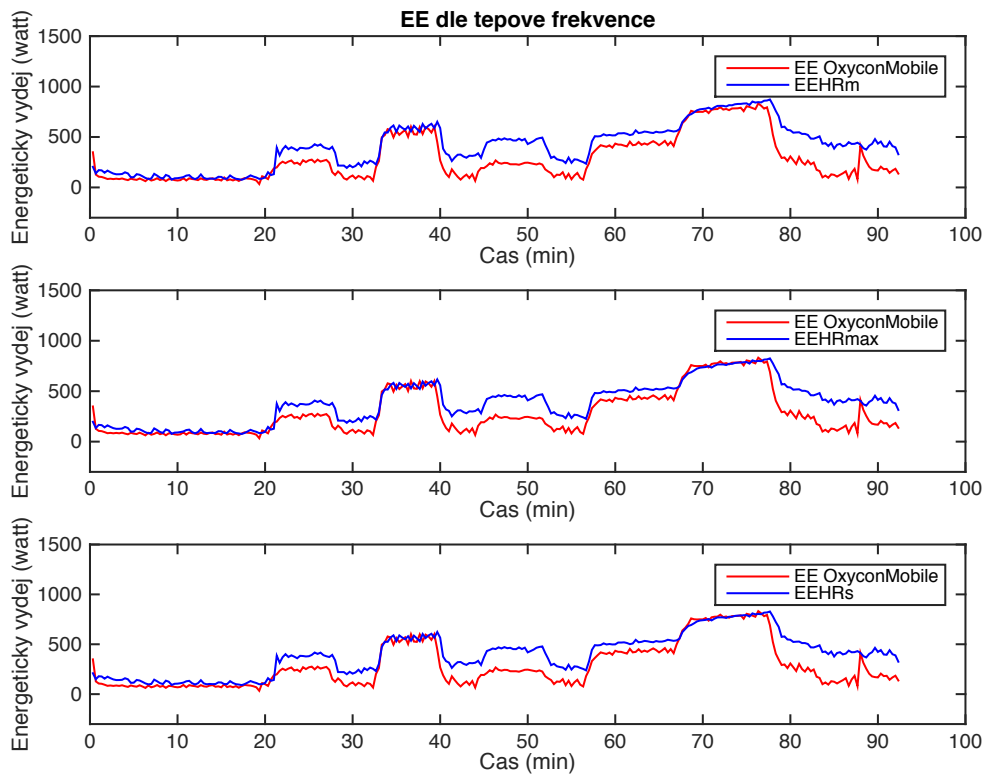
Obrázek přílohy 5 Graf průběhu EEHR probanda č.5.



Obrázek přílohy 6 Graf průběhu EEHR probanda č.6.

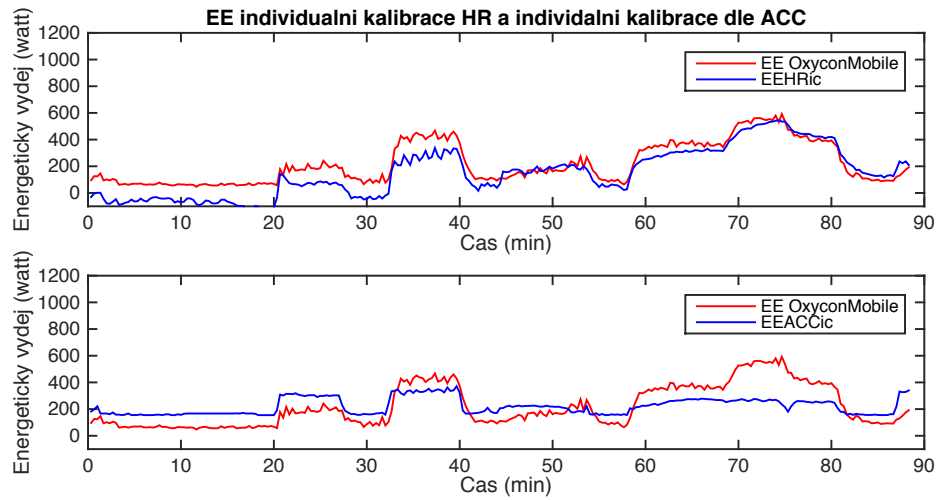


Obrázek přílohy 7 Graf průběhu EEHR probanda č.7.

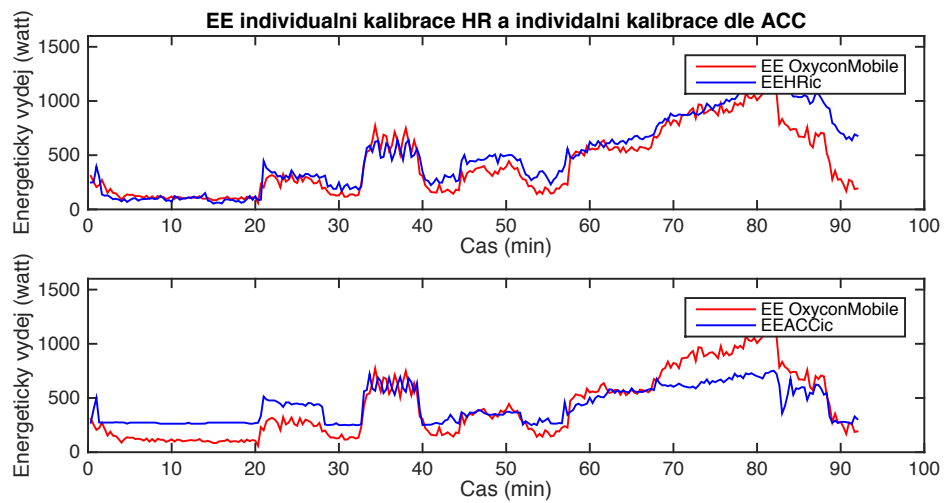


Obrázek přílohy 8 Graf průběhu EEHR probanda č.8.

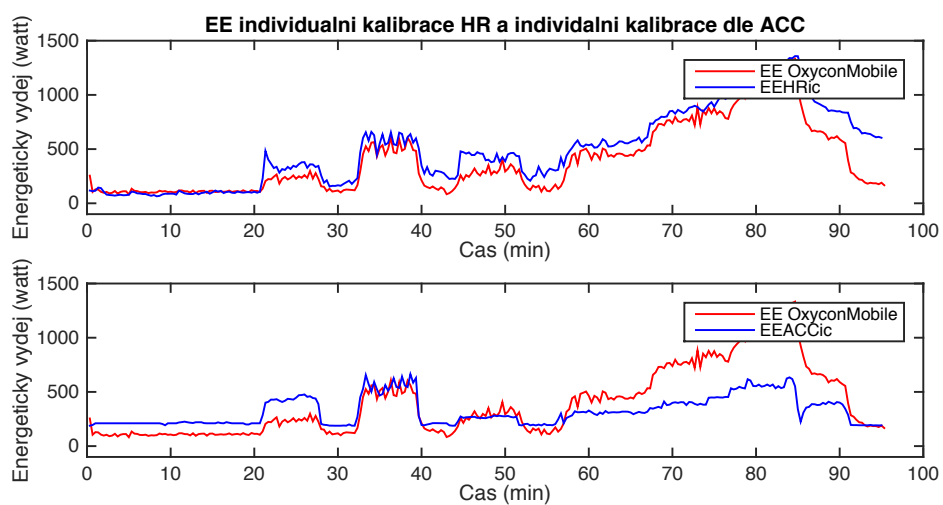
Příloha 1B: Grafy průběhů EEHRic a EEACCic



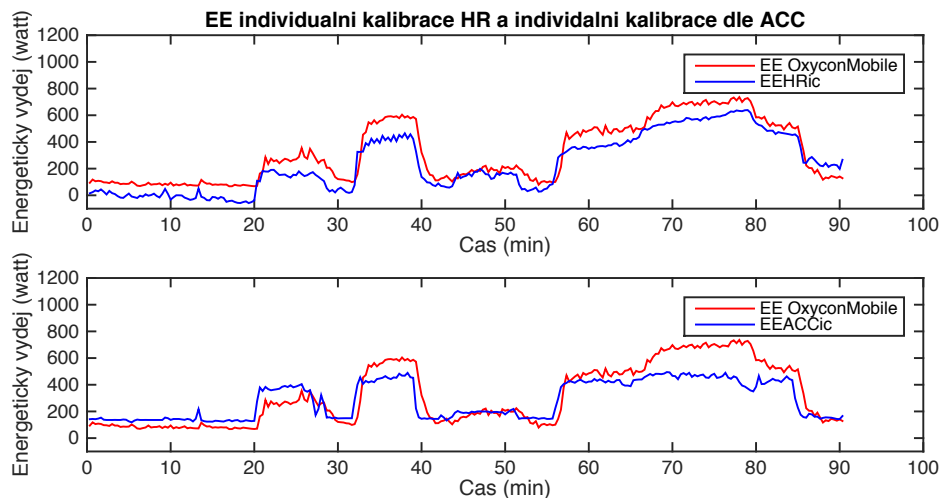
Obrázek přílohy 9 Graf průběhu EEHRic a EEACCic probanda č.1.



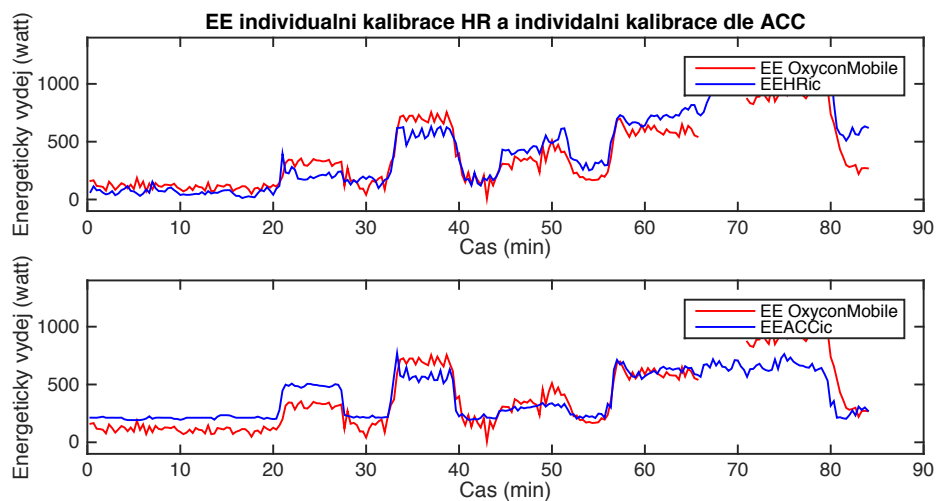
Obrázek přílohy 10 Graf průběhu EEHRic a EEACCic probanda č.2.



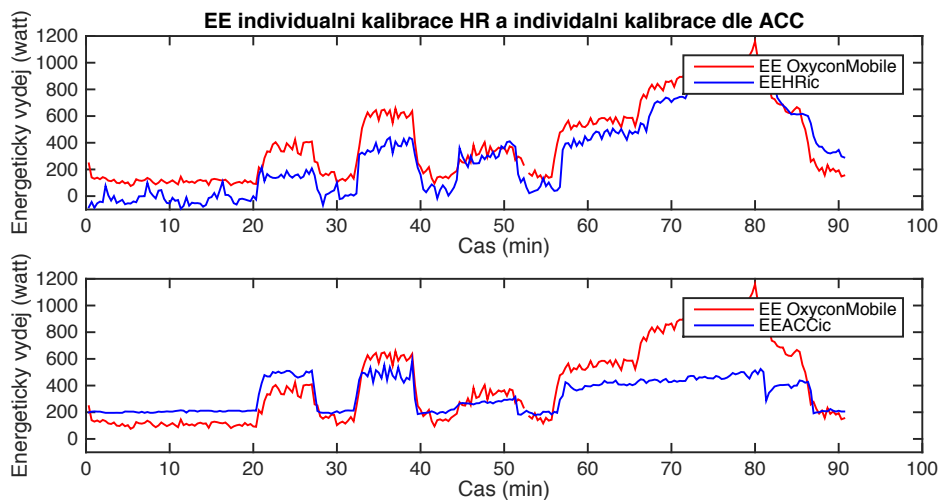
Obrázek přílohy 11 Graf průběhu EEHRic a EEACCic probanda č.3.



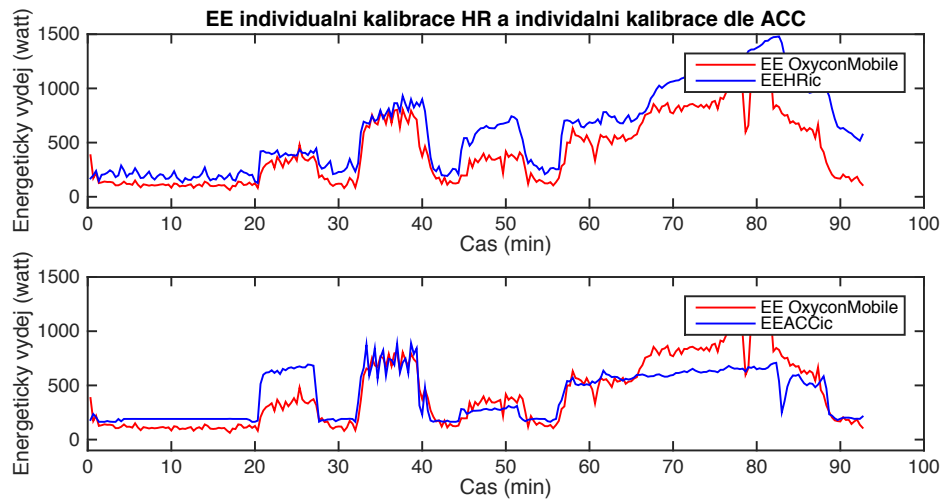
Obrázek přílohy 12 Graf průběhu EEHRic a EEACCic probanda č.4.



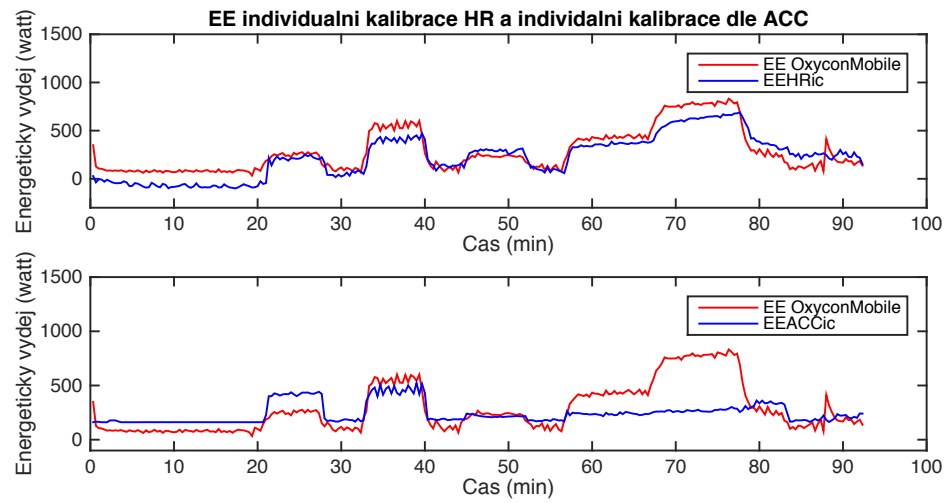
Obrázek přílohy 13 Graf průběhu EEHRic a EEACCic probanda č.5.



Obrázek přílohy 14 Graf průběhu EEHRic a EEACCic probanda č.6.

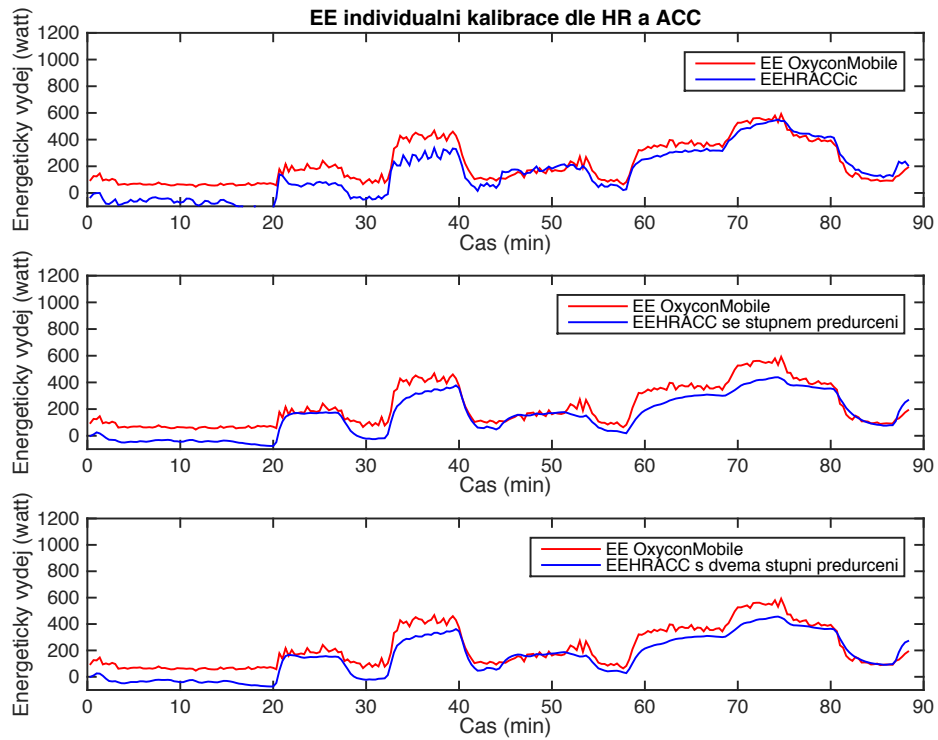


Obrázek přílohy 15 Graf průběhu EEHRic a EEACCic probanda č.7.

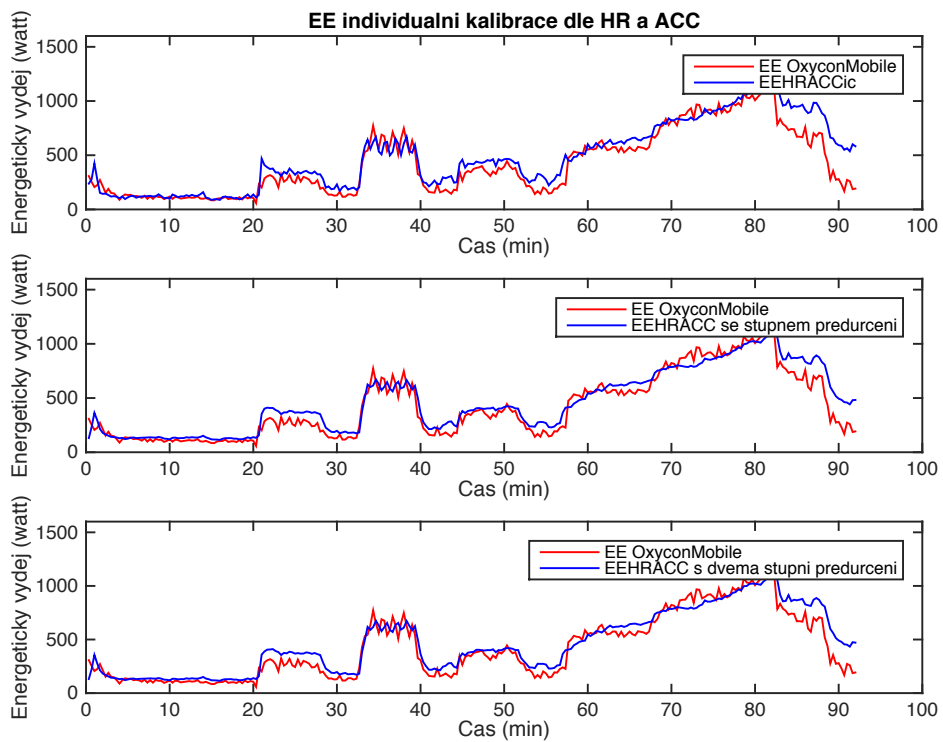


Obrázek přílohy 16 Graf průběhu EEHRic a EEACCic probanda č.8.

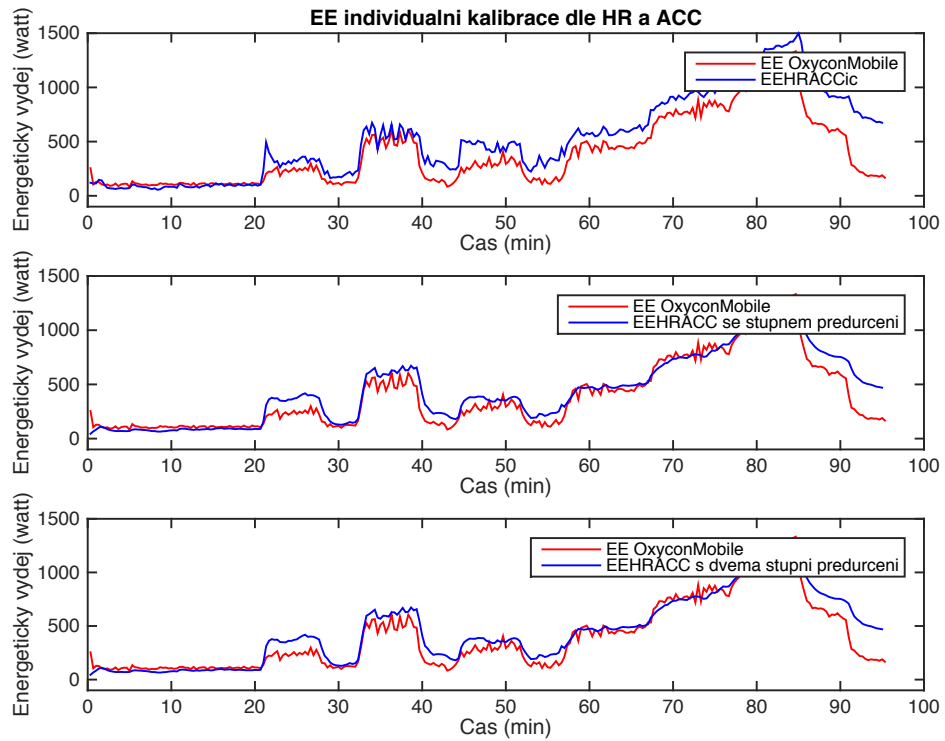
Příloha 1C: Grafy průběhů EEHRACCic



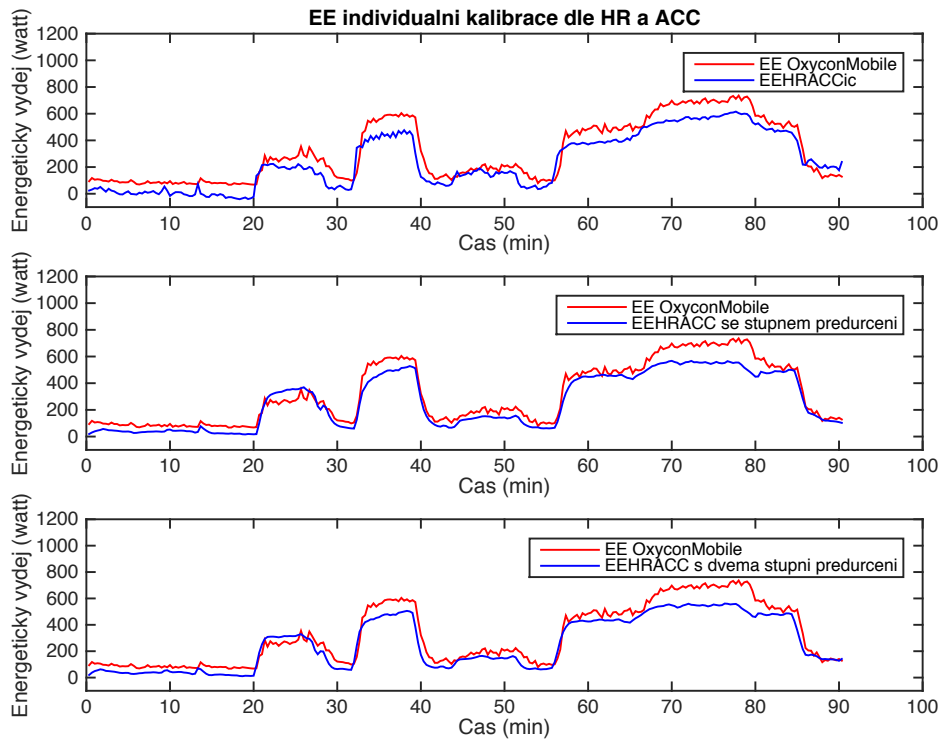
Obrázek přílohy 17 Graf průběhu EEHRACCic probanda č.1.



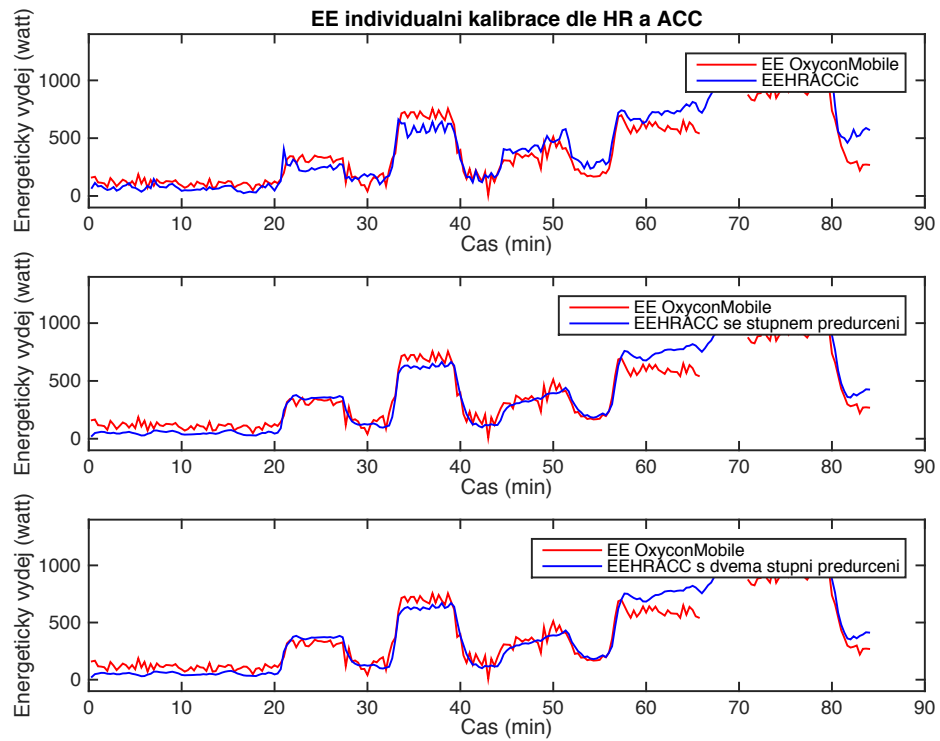
Obrázek přílohy 18 Graf průběhu EEHRACCic probanda č.2.



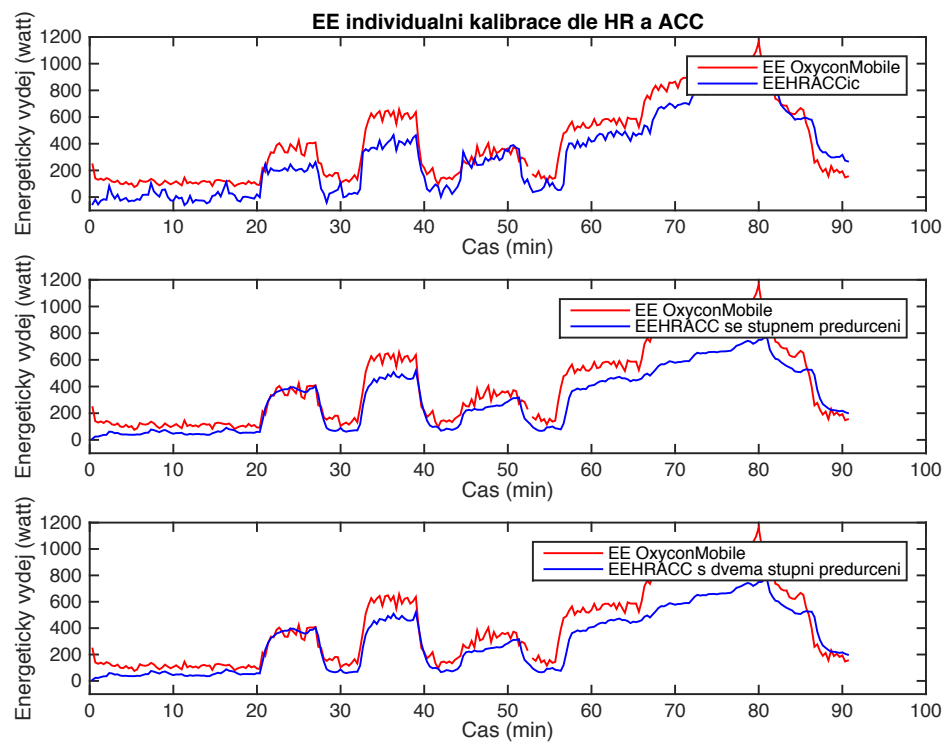
Obrázek přílohy 19 Graf průběhu EEHRACCic probanda č.3.



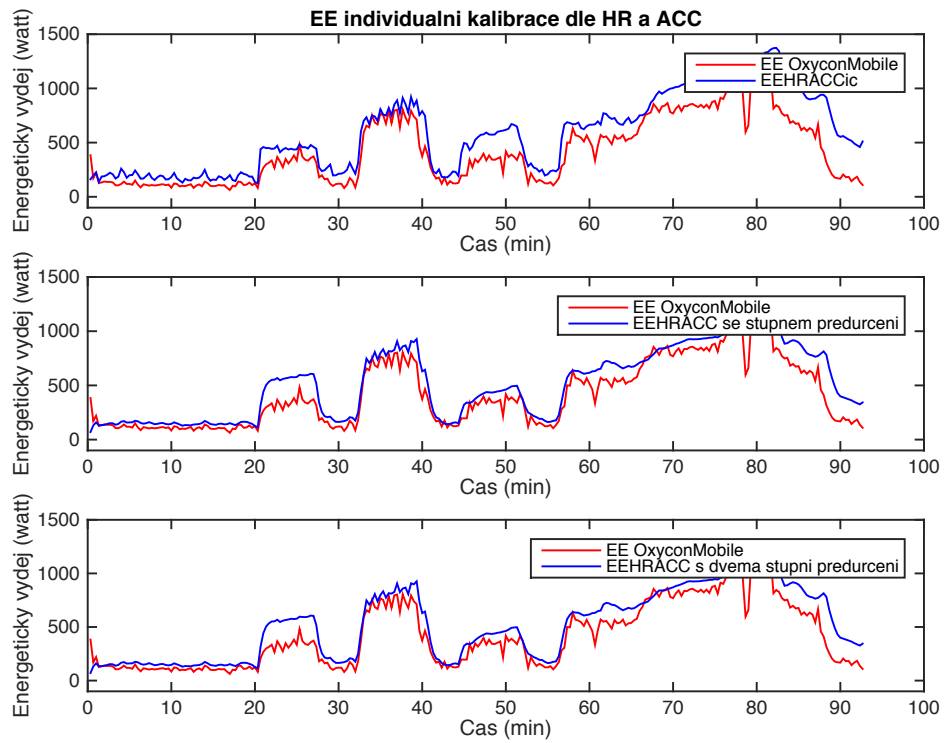
Obrázek přílohy 20 Graf průběhu EEHRACCic probanda č.4.



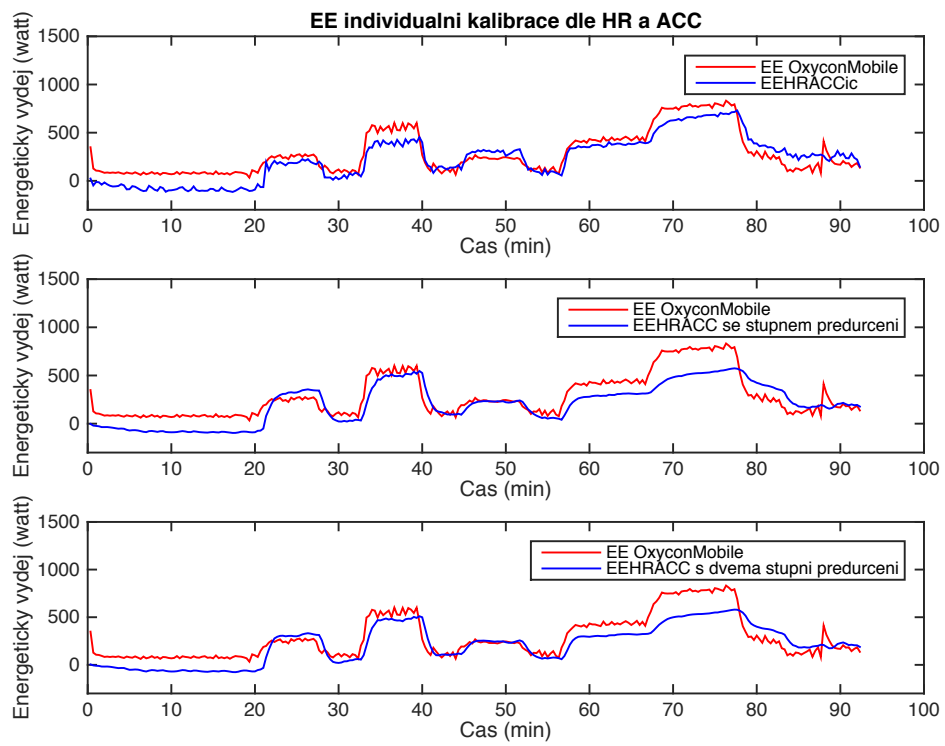
Obrázek přílohy 21 Graf průběhu EEHRACCic probanda č.5.



Obrázek přílohy 22 Graf průběhu EEHRACCic probanda č.6.

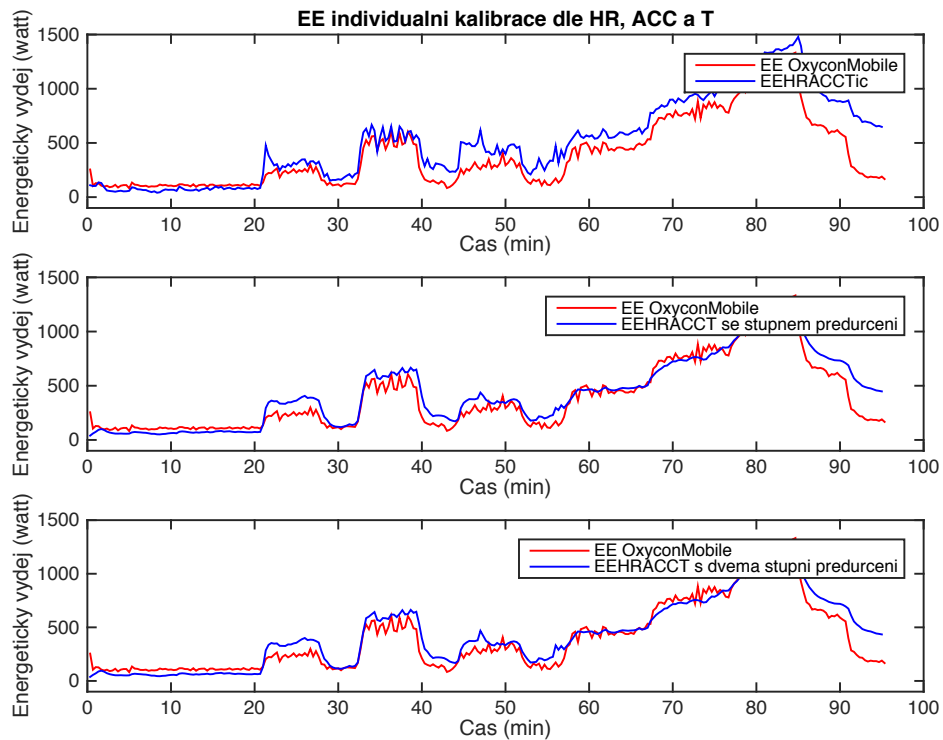


Obrázek přílohy 23 Graf průběhu EEHRACCic probanda č.7.

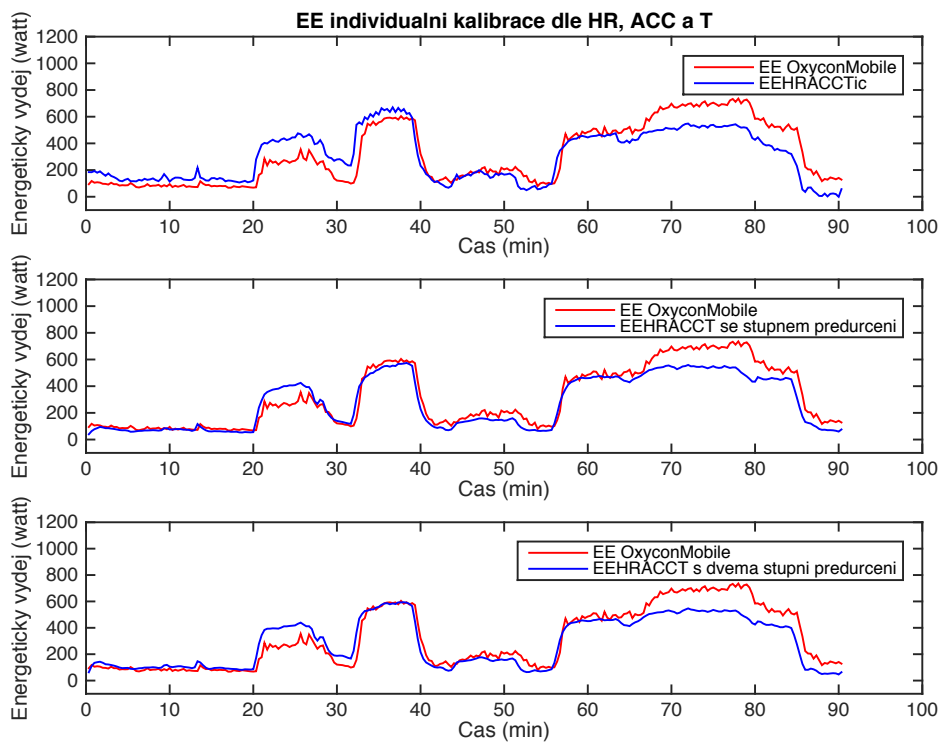


Obrázek přílohy 24 Graf průběhu EEHRACCic probanda č.8.

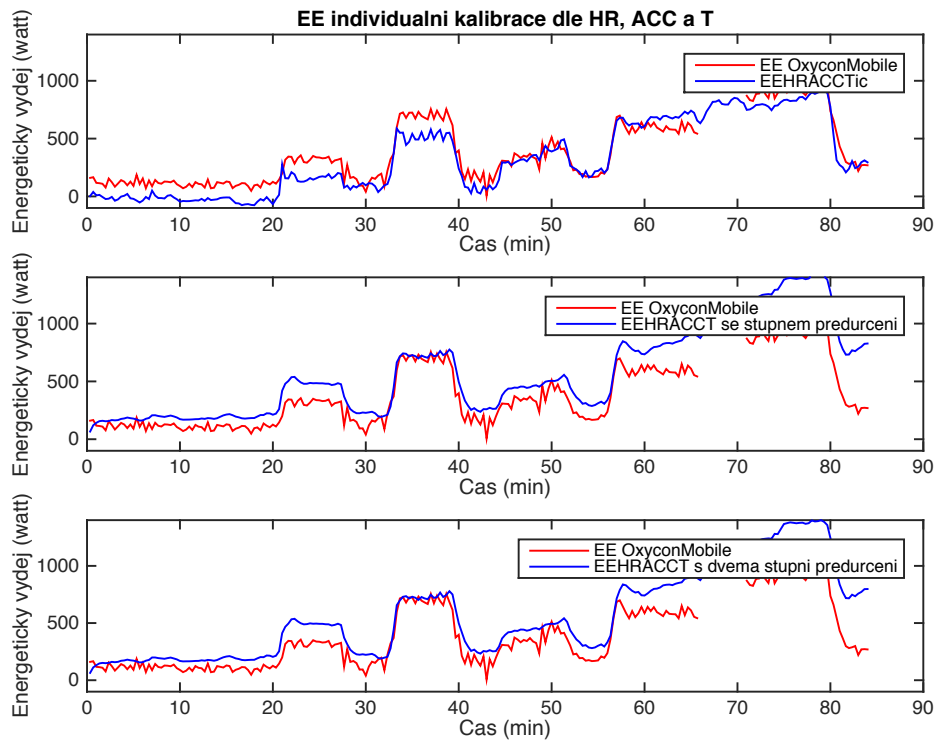
Přílohy 1D: Grafy průběhů EEHRACCTic



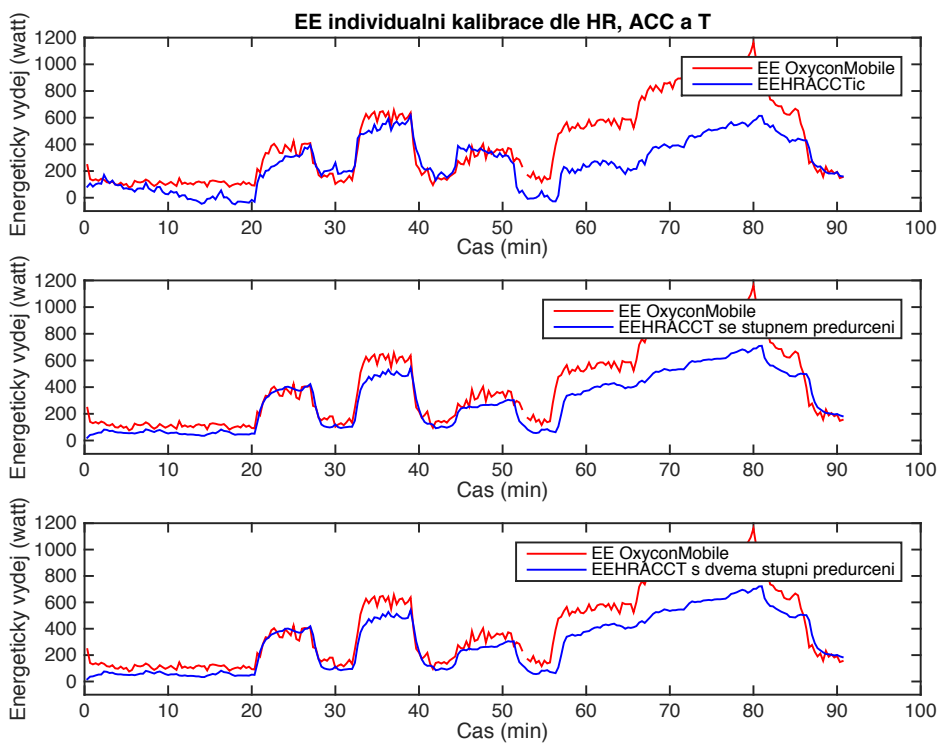
Obrázek přílohy 25 Graf průběhu EEHRACCTic probanda č. 3.



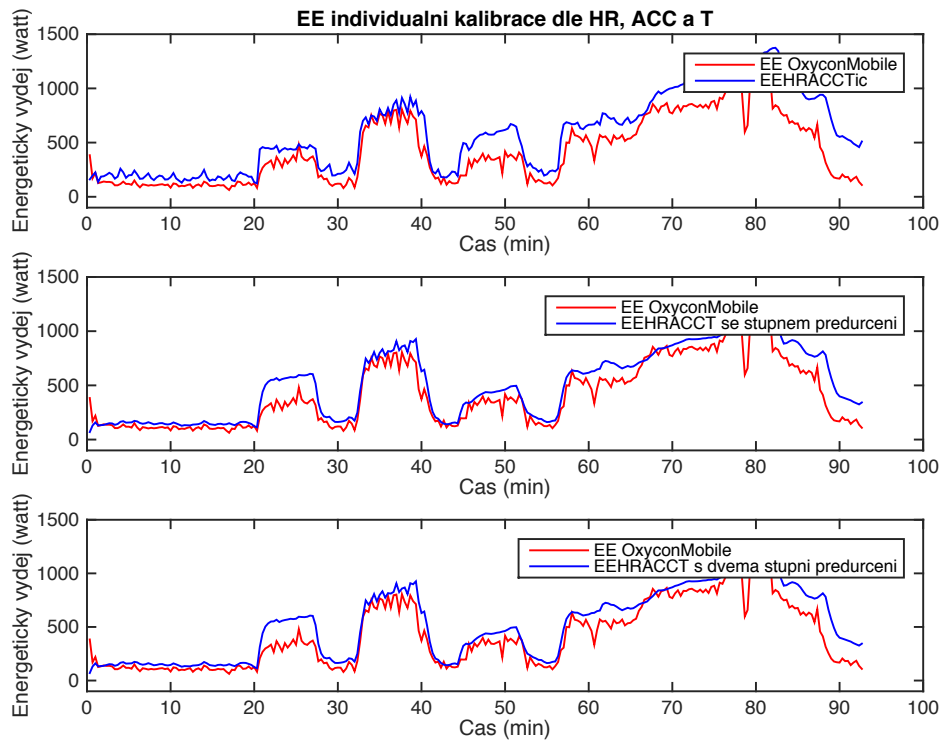
Obrázek přílohy 26 Graf průběhu EEHRACCTic probanda č. 4.



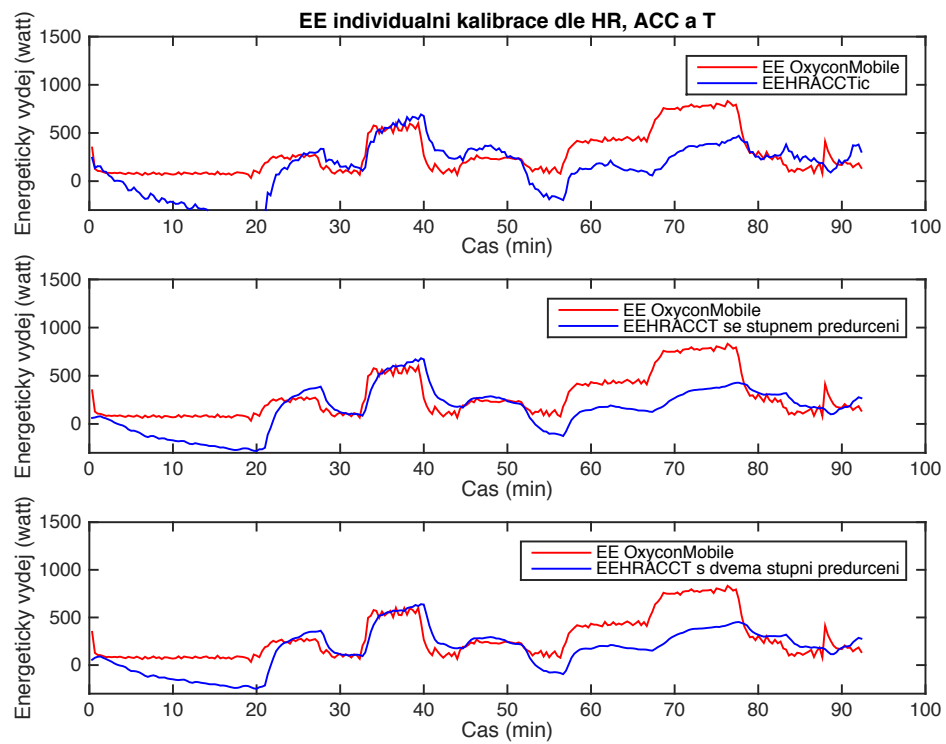
Obrázek přílohy 27 Graf průběhu EEHRACCTic probanda č. 5.



Obrázek přílohy 28 Graf průběhu EEHRACCTic probanda č. 6.



Obrázek přílohy 29 Graf průběhu EEHRACCTic probanda č. 7.



Obrázek přílohy 30 Graf průběhu EEHRACCTic probanda č. 8.

Příloha 2: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

a informace pro subjekt hodnocení

Název: Implementace, kalibrace a experimentální ověření metody pro automatické hodnocení fyzické zátěže hasičů

Hlavní řešitel, spoluředitel: Daniela Vaňková,

Pracoviště: Společné pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI a 1.LF UK

Vážený probande,

Projekt *Implementace, kalibrace a experimentální ověření metody pro automatické hodnocení fyzické zátěže hasičů* je výzkumný projekt Fakulty biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze.

Projekt je realizován v rámci stejnojmenné diplomové práce a slouží k získání dat pro jejich následné zpracování a vyhodnocení.

U hasičů je fyzická zátěž mnohonásobně vyšší než u většiny ostatních profesí. Bude porovnáno více meto měření teplotní zátěže – výpočet dle tepové frekvence, nepřímá kalorimetrie a výpočet z pohybové aktivity. Použité metody jsou neinvazivní.

Bude využit přístroj Oxycon mobile, který je vyroben společností CareFusion v divizi Jäger. Zařízení je zkonstruováno pro telemetrické měření parametrů dýchání a srdeční činnosti. Zařízení lze použít na spirometrii, zátěžovou spirometrii, EKG, zátěžové EKG atd. Přístroj Oxycon mobile bude využit z důvodu měření energetického výdeje pomocí nepřímé kalorimetrie, která se spočítá ze spotřeby kyslíku a produkce oxidu uhličitého.

Pro měření tepové frekvence a pohybové aktivity se využívá bezdrátový systém FlexiGuard, který je vyvinut na půdě Společného pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI a 1. LF UK. Systém obsahuje několik senzorů pro měření teploty kůže a vlhkosti a řídicí jednotku pro měření pohybové aktivity, teploty kůže a tepové frekvence. Řídicí jednotka odesílá data do počítače v reálném čase.

Díky bezdrátovému systému je účastník experimentu bez omezení v prostoru, jen musí být v dosahu antény.

Cílem experimentu je ověření možnosti vyhodnocení fyzické zátěže pomocí několika parametrů: spotřeby kyslíku a produkce oxidu uhličitého, tepové frekvence a pohybové aktivity.

Experiment bude prováděn na vybraných dobrovolnících (probandech) zejména z řad studentů a pracovníků FBMI. Věk probandů je v rozmezí 20–50 let. Po příchodu do experimentální místnosti bude proband podroben vstupnímu vyšetření, při kterém mu budou zjištěny následující údaje: výška, váha, věk, tepová frekvence. Dále bude zaznamenáno, zda je proband aktivní kuřák, zda netrpí nemocemi respirační a kardiovaskulární soustavy. Dále bude zaznamenáno, zda proband netrpí nebo netrpí

nemocemi pohybového ústrojí. Na probanda bude umístěna maska pro snímání spotřeby kyslíku a výdeje oxidu uhličitého, řídicí jednotka OxyconMobile a senzory a řídicí jednotka FlexiGuard. Proband si obleče oblečení a následuje kalibrační měření v podobě steptestu nebo ověřovací měření. Ověřovací měření započne klidovou fází v leže pro ustálení zjištění aktuálních klidových hodnot. V první části měření bude proband chodit po rovině. Dále následuje 2. fáze chůze do schodů a aktivita horní části těla s nízkou zátěží. Na konci bude jízda na bicyklovém ergometru. Jednotlivé fáze budou prokládány klidem v sedě na židli. Délka experimentu by neměla přesáhnout 2 hodiny.

Experimentu se nesmí zúčastnit osoby, které trpí nemocí pohybového ústrojí, nemocí dýchacího ústrojí a osoby s kardiovaskulárními chorobami. Proband svým podpisem tohoto informovaného podpisu stvrzuje, že porozuměl těmto vylučujícím kritériím, a že tato vylučovací kritéria nenaplnuje.

Diskomfort pro probandy je nošení upevňovacích pásů řídicích jednotek, čímž může dojít k mechanickému poškození pokožky. Kromě uvedených vylučujících kritérií je experiment zcela bezpečný. Z naměřených dat nebudou vyvozovány jakékoli závěry o Vašem zdravotním stavu.

Náklady na odškodnění v případě poškození probanda ponese ČVUT FBMI, nicméně riziko je minimalizováno využitím přístrojů, která využívají bateriové napájení. Dále má proband právo test kdykoliv ukončit. **Účast na experimentu je zcela dobrovolná, bez nároku na jakoukoliv odměnu. Zároveň se nepředpokládají žádné finanční výdaje probanda.**

Podepsáním tohoto písemného informovaného souhlasu souhlasíte s tím, že hlavní řešitelé a etická komise budou mít umožněn přímý přístup k původní klinické dokumentaci za účelem ověření průběhu studie anebo údajů, aniž dojde k porušení důvěrnosti informací o Vaší osobě, v míře povolené právními předpisy. Záznamy, podle nichž lze identifikovat probanda, budou uschovány jako důvěrné a nebudou, v míře zaručené právními předpisy, veřejně zpřístupněny. Budou-li výsledky studie publikovány, totožnost probanda nebude zveřejněna.

Vyskytne-li se informace, která by mohla mít vliv na rozhodnutí probanda, zda pokračovat v účasti ve studii nebo ne, bude proband o této skutečnosti včas informován. Další informace týkající se této studie a práv probandů lze získat u výše zmíněných řešitelů. V případě poškození zdraví v souvislosti se studií kontaktujte hlavního řešitele projektu. Vaše účast ve studii je dobrovolná, můžete ji odmítnout nebo můžete od účasti ve studii kdykoliv odstoupit, a to bez udání důvodu a bez jakýchkoliv finančních, právních či jiných následků. Z účasti na experimentu může být proband vyloučen z těchto důvodů: nemoci respiračního systému, nemoci kardiovaskulárního systému, zvýšená tělesná teplota, těhotenství, poranění v oblasti hrudníku a místech pro připojení modulů pohybové aktivity. Předpokládaná doba trvání experimentu v rámci jednoho probanda je typicky 2 hodiny. Studie se zúčastní 8–15 probandů.

Prohlášení: Prohlašuji a svým podpisem stvrzuji, že jsem se seznámil/a a porozuměl/a všemu výše uvedenému a souhlasím s účastí ve studii. Prohlašuji, že nesplňuji žádné kritérium výše uvedené, které by neumožňovalo moji účast ve studii.

Jméno probanda:

Datum narození:

Proband byl do studie zařazen pod číslem:

Odpovědný řešitel:

Podpis probanda:

Datum:

Podpis odpovědného řešitele:

Datum:

Příloha 4: Karta probanda

Karta probanda

Výzkumný projekt:

Implementace, kalibrace a experimentální ověření metody pro automatické hodnocení fyzické zátěže hasičů

Poučení: Veškeré údaje budou použity pouze pro potřeby tohoto výzkumného projektu. Vaše osobní údaje NEBUDOU zveřejněny a budou s výzkumným projektem spojeny pouze prostřednictvím přiděleného ID (identifikačního čísla).

ID Probanda:	
Základní údaje:	
Příjmení:	Jméno:
Pohlaví: <input type="checkbox"/> muž	<input type="checkbox"/> žena
Věk:	Datum Narození:
Bydliště:	Kontakt:

Naměřené údaje (před začátkem měření):	
Výška (cm):	Váha (kg):
Tepová frekvence (min⁻¹):	

Zdravotní stav probanda:			
Alkohol: <input type="checkbox"/> ano <input type="checkbox"/> ne	Kouření: <input type="checkbox"/> ano <input type="checkbox"/> ne		
Četnost kouření (den⁻¹):	Čas posledního kouření (hh:mm):		
Nemoci respirační a kardiovaskulární soustavy (např: astma alergie, srdeční příhody, infarkt myokardu, epilepsie, ...):		<input type="checkbox"/> ano	<input type="checkbox"/> ne
Zdali ano, jaké:			
Nemoci pohybového ústrojí, zlomeniny končetin: <input type="checkbox"/> ano <input type="checkbox"/> ne			
Zdali ano, jaké:			
Jaký druh zaměstnání vykonáváte:			
<input type="checkbox"/> Spíše sedavá práce. (kancelář, práce na PC atd.),			
<input type="checkbox"/> Během pracovní doby jsem více v pohybu (práce mimo budovu, častá chůze atd.),			
<input type="checkbox"/> Fyzicky náročné zaměstnání (hasič, policista, záchranář, profesionální sportovec atd.),			
<input type="checkbox"/> Jiné:			
Vaše trénovanost:			
<input type="checkbox"/> Aktivně se věnuji sportování,			
<input type="checkbox"/> Sportování se věnuji rekreačně,			
<input type="checkbox"/> Příležitostně si například zaběhám nebo zahraji nějakou z týmových her,			
<input type="checkbox"/> Nesportuji,			
<input type="checkbox"/> Jiné (popište):			

Prohlašuji a svým podpisem stvrzuji, že jsem všechny uvedené údaje vyplnil/a pravdivě a rozumím poučení v úvodu dotazníku.

Proband podepsal informovaný souhlas:	<input type="checkbox"/> ano	<input type="checkbox"/> ne
Datum měření (rrrr-mm-dd):		
Měření provedl:		
Podpis:		

Teplota v místnosti (°C)	
--------------------------	--

<u>Kalibrační měření</u>	
Začátek (hh:mm):	(00:00)
Konec (hh:mm):	(00:21)

<u>Ověřovací měření</u>	
<u>1. část: Klid v leže (20 min)</u> (předpokládaný průběh hh:mm)	
Začátek (hh:mm):	(00:00)
Konec (hh:mm):	(00:20)

<u>2. část: Chůze po rovině (7 min)</u>	
Začátek (hh:mm):	(00:20)
Konec (hh:mm):	(00:27)

<u>3. část: Chůze do schodů (7 min)</u>	
Začátek (hh:mm):	(00:32)
Poznámky o chůzi:	
Konec (hh:mm):	(00:39)

<u>4. část: práce hodní poloviny těla (7 min)</u>	
Začátek (hh:mm):	(00:44)
Konec (hh:mm):	(00:51)

<u>5. část: Ergometr (10 + 10 + min)</u>	
Začátek (hh:mm):	(00:56)
Konec zátěže (hh:mm):	(01:16)
Konec vyjetí (hh:mm):	(01:21)

Proband podepsal informovaný souhlas:	<input type="checkbox"/> ano	<input type="checkbox"/> ne
Datum měření (rrrr-mm-dd):		
Měření provedl:		
Podpis:		

Teplota v místnosti (°C)	
--------------------------	--

<u>Kalibrační měření</u>	
Začátek (hh;mm):	(00:00)
Konec (hh;mm):	(00:21)

<u>Ověřovací měření</u>	
<u>1. část: Klid v leže (20 min)</u> (předpokládaný průběh hh:mm)	
Začátek (hh;mm):	(00:00)
Konec (hh;mm):	(00:20)

<u>2. část: Chůze po rovině (7 min)</u>	
Začátek (hh;mm):	(00:20)
Konec (hh;mm):	(00:27)

<u>3. část: Chůze do schodů (7 min)</u>	
Začátek (hh;mm):	(00:32)
Poznámky o chůzi:	
Konec (hh;mm):	(00:39)

<u>4. část: práce hodní poloviny těla (7 min)</u>	
Začátek (hh;mm):	(00:44)
Konec (hh;mm):	(00:51)

<u>5. část: Ergometr (10 + 10 + min)</u>	
Začátek (hh;mm):	(00:56)
Konec zátěže (hh;mm):	(01:16)
Konec vyjetí (hh;mm):	(01:21)

Dotazník subjektivních pocitů probanda

Při jaké části experimentu jste cítil nejvyšší fyzickou zátěž?

- Chůze po rovině**
- Chůze do schodů**
- Práce horní poloviny těla**
- Bicyklový ergometr**

Ohodnoťte pohodlí přístroje OxyconMobile:

- velmi nepohodlné**
- nepohodlné**
- ani pohodlné ani nepohodlné**
- pohodlné**
- velmi pohodlné**

Ohodnoťte pohodlí přístroje FlexiGuard:

- velmi nepohodlné**
- nepohodlné**
- ani pohodlné ani nepohodlné**
- pohodlné**
- velmi pohodlné**

Příloha 5: Seznam příloh na DVD

- Klíčová slova
- Abstrakt česky
- Abstrakt anglicky
- Zadání diplomové práce
- Skript z programového prostředí MATLAB