ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Diplomová práce

Srovnání energetického výdeje měřeného pomocí bezdrátových monitorovacích systémů a konvenčních referenčních metod

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Jaroslav Zdobinský

Vedoucí diplomové práce: Ing. Tomáš Veselý

Kladno 2016

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Katedra biomedicínské techniky | Akademický rok: 2015/2016

Zadání diplomové práce

Student:	**Bc. Jaroslav Zdobinský**
Studijní obor:	Biomedicínský inženýr
Téma:	**Srovnání energetického výdeje měřeného pomocí bezdrátových monitorovacích systémů a konvenčních referenčních metod**
Téma anglicky:	Comparasion of energy expenditure measured by wireless monitoring systems with conventional reference methods

Zásady pro vypracování:

Současným trendem odhadu energetického výdeje je využití chytré nositelné elektroniky či mobilních bezdrátových telemetrických systémů. Navrhněte a ověřte metodiku validace přesnosti odhadu energetického výdeje měřeného pomocí těchto systémů srovnáním s vybranými klasickými metodami. Vytvořte a implementujte algoritmus pro výpočet energetického výdeje z dat distribuovaných systémem Oxycon Mobile, který bude sloužit jako referenční metoda. Dle Vámi navržené metodiky realizujte sadu měření a testování s cílem kvantifikovat přesnost jednotlivých metod odhadu energetického výdeje vzhledem k referenční metodě. Měřená data statisticky zpracujte a vyhodnoťte.

Seznam odborné literatury:

[1] Hung T. Huynh, A Comparison of the Jaeger Oxycon Mobile Unit with Two Standard Laboratory Methods, California State Polytechnic University, 2005, 136 s.
[2] Milan Holeček, Regulace metabolizmu cukrů, tuků, bílkovin a aminokyselin, Grada, 2006, 286 s., ISBN 80-247-1562-7

Vedoucí: Ing. Tomáš Veselý

Zadání platné do: 20.08.2017

.....
vedoucí katedry / pracoviště

.....
děkan

V Kladně dne 20.01.2015

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma „*Srovnání energetického výdeje měřeného pomocí bezdrátových monitorovacích systémů a konvenčních referenčních metod*“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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 20. května 2016 ……

Bc. Jaroslav Zdobinský

Poděkování

Touto formou bych rád poděkoval svému vedoucímu Ing. Tomáši Veselému a odbornému kolektivu pracoviště na Albertově za odborné vedení a pomoc při zpracování mé diplomové práce. Dále bych rád poděkoval všem probandům, kteří se účastnili této studie a přispěli tak ke zdárnému dokončení této diplomové práce.

Abstrakt

Cílem této diplomové práce bylo navrhnout a ověřit metodiku validace přesnosti odhadu energetického výdeje měřeného pomocí bezdrátových monitorovacích systému ve srovnání s klasickými metodami. Nejprve bylo nutné analyzovat současné možnosti odhadu energetického výdeje pomocí bezdrátových systémů a současně vybrat vhodnou metodu, která by sloužila jako referenční. Dále byla navržena metodika měření a následně sada modelů pro výpočet odhadu energetického výdeje vzestupně podle přesnosti. Dle navržené metodiky byla provedena sada měření. Dále byla data zpracována a statisticky vyhodnocena pro všechny vytvořené modely. Na závěr byla vyhodnocená data diskutována.

Klíčová slova

Energetický výdej (EE), nepřímá kalorimetrie, spotřeba kyslíku, energetický ekvivalent kyslíku, tepová frekvence, pohybová aktivita, odhad EE, OxyconMobile

Summary

The aim of this thesis is to propose and verify the methods of accuracy validation of energy expenditure estimation measured by wireless monitoring systems and compare them with common methods. Contemporary options of energy expenditure estimation by wireless monitoring systems are analyzed and appropriate reference method is chosen. Measurement methodology is suggested and set of models with different accuracy and difficulty for energy expenditure estimation is created. According to methodology, set of measurement is realized, data are process and statistically evaluated. Results of the measurements are discussed.

Key words

Energy expenditure (EE) , Indirect calorimetry , Oxygen consumption , Energy equivalent of oxygen , Heart rate , Physical activity, EE Estimate, OxyconMobile

Obsah

Úvod **1**

1. Analýza současného stavu **2**

1.1. Energetický výdej 2

1.1.1. Bazální metabolismus 3

1.1.2. Termický efekt potravy 4

1.1.3. Termoregulace 4

1.1.4. Vykonaná aktivita 4

1.2. Metody stanovení EE 5

1.2.1. Přímá kalorimetrie 5

1.2.2. Dvojitě značená voda 6

1.2.3. Nepřímá kalorimetrie 6

1.2.4. Měření dle tepové frekvence (HR) 9

1.2.5. Měření dle pohybové aktivity 13

1.2.6. Kombinace tepové frekvence a pohybové aktivity 15

2. Metody **17**

2.1. Systém OxyconMobile 17

2.1.1. Hardware a software systému OxyconMobile 17

2.1.2. Výhody a nevýhody 23

2.2. Systém FlexiGuard – zásahový monitor 24

2.3. Použité metody pro výpočet EE 26

2.3.1. Odhad energetického výdeje z tepové frekvence 27

2.3.2. Odhad energetického výdeje z pohybové aktivity 29

2.3.3. Odhad energetického výdeje kombinací obou metod 30

2.4. Metodika měření a výběr probandů 31

2.4.1. Popis měření 31

2.4.2. Výběr probandů 36

2.5. Vyhodnocení a zpracování naměřených dat 37
2.5.1. Výpočetní algoritmus 38
2.5.2. Statistické nástroje 47
3. Výsledky 49
3.1. Model odhadu EE z tepové frekvence s individuální kalibrací 51
3.2. Model odhadu EE z tepové frekvence dle maximální tepové a kyslíkové rezervy 56
3.3. Model odhadu EE z pohybové aktivity 63
3.4. Odhad EE pomocí kombinovaných metod 67
3.4.1. Shrnutí 74
4. Diskuze 76
Závěr 78
Reference 79
Seznam obrázků 82
Seznam tabulek 85
Seznam příloh 86

Úvod

V současné době roste trend odhadu energetického výdeje pomocí bezdrátové chytré elektroniky či mobilních telemetrických systému. To nachází své využití při výcviku členů integrovaného záchranného systému, tréninku sportovců nebo jako vhodný ukazatel pro lékaře či nutriční terapeuty při léčbě obezity a jiných civilizačních chorob. Energetický výdej (*EE*), anglicky *„Energy Expenditure“,* je fyziologická veličina, která určuje množství energie, kterou lidský organismus v klidu či zátěži spotřebuje v závislosti na čase.

Tato diplomová práce se zabývá návrhem metodiky validace přesnosti odhadu energetického výdeje ve srovnání s metodou referenční. Práce si klade za cíl provést analýzu současného stavu a následně vybrat vhodné metody pro stanovení energetického výdeje v souladu s dnešním trendem využití v mobilních bezdrátových a monitorovacích systémech. Dalším cílem je na základě provedené analýzy zvolit vhodnou referenční metodu, která splňuje podmínku bezdrátového mobilního zařízení a která stanovuje energetický výdej v reálném čase.

V souladu se zadáním této práce je následujícím cílem navrhnout a implementovat vhodné modely pro stanovení energetického výdeje vymezené předchozí analýzou dostupných metod a následně vytvořit algoritmus pro výpočet energetického výdeje z navrhnutých modelů. Dalším krokem je pomocí tohoto algoritmu ověřit funkčnost jednotlivých modelů a to na základě sady měření a testování na vybraných probandech. Součástí cílů je naměřená data zpracovat, statisticky vyhodnotit a určit nejvhodnější model pro použití v bezdrátovém monitorovacím systému s co nejlepší možnou přesností.

1. Analýza současného stavu

V současné době roste zájem o co nejpřesnější zhodnocení fyzické aktivity a zátěže jedince a to nejen z řad lékařů zabývajících se nutriční terapií, ale i odborníků, kteří mají na starost výcvik sportovců a jednotek IZS. Hlavním parametrem pro určení fyzické aktivity a zátěže je energetický výdej (*EE*) jedince. Ten je pro každého člověka individuální a odvíjí se nejen od aktivity jedince, ale také množství přijímané potravy, teploty okolního prostředí a rychlosti metabolismu jedince.

Tato diplomová práce si klade za cíl najít vhodné metody měření *EE*, které budou co nejméně zatěžující pro daného jedince, budou co nejvíce přesné a neposlední řadě je bude možné využít nejen v laboratorních podmínkách, ale především v terénu při výcviku sportovců či jednotek IZS.

V současnosti jsou pro výcvik jednotek IZS používány systémy, které měří mnoho fyziologických a environmentálních veličin pro zjištění psychofyziologického stavu jedince. Měří se tepová frekvence, EKG, EMG, teplota, tlak vzduchu, vlhkost, pohybová aktivita, dechová frekvence a mnohé další. Mým cílem je nalézt vztah mezi některými z těchto měřených veličin a energetickým výdejem, a navrhnout tak co nejpřesnější metodu pro výpočet. Ze studií vyplývá, že nejvhodnějšími a v tuto chvíli nejpřesnějšími metodami jsou výpočty *EE* z tepové frekvence a pohybové aktivity.

V následujících kapitolách se seznámíme s pojmem energetický výdej, z čeho se parametr *EE* skládá a co ho může ovlivnit. Dále se seznámíme s metodami, kterými můžeme *EE* konvenčně či referenčně měřit, respektive spočítat a dále s metodami výpočtu *EE* z tepové frekvence a pohybové aktivity. V závěru kapitoly zhodnotím použití jednotlivých metod pro danou problematiku měření *EE* v terénních podmínkách.

1.1. Energetický výdej

Energetický výdej fyziologická veličina skládající se ze čtyř základních složek. První složkou je tzv. Bazální metabolismus (*BMR*), který tvoří téměř 60 % z celkového energetického výdeje, dále termický efekt potravy, který nese téměř 10 %, termoregulace též 10 % a vykonaná práce čili fyzická aktivita 20 %.[1]

1.1.1. Bazální metabolismus

Bazální metabolismus neboli *BMR* je složkou, jež se nejvíce podílí na celkovém energetickém výdeji. *BMR* je definován jako nejmenší množství energie k udržení základních funkcí organismu. To v podstatě znamená, že se jedná o nejnižší energetický výdej, kterého teoreticky může lidské tělo dosáhnout za bazálních podmínek. Tyto podmínky jsou dle [1] definovány:

1. *Osoba je v duševním a tělesném klidu (leží, ale nespí)*
2. *Osoba se nachází v termoneutrální zóně – to znamená, že v místnosti je teplota minimalizující nároky na termoregulaci (20 °C pro osobu oblečenou a 27 °C pro nahou)*
3. *Osoba je 12 hodin po posledním příjmu potravy a po 3 dny byl omezen příjem bílkovin.*

Z daných podmínek vyplývá, že hodnota *BMR* je nejnižší možnou hodnotou energetického výdeje v bdělém stavu, nikoli ve spánku, kde hodnota se může ještě snížit. Typickou hodnotou *BMR* pro muže je přibližně 7000 kJ/den a pro ženu přibližně o 10 % méně. Hodnotu bazálního metabolismu lze nejlépe odhadnout pomocí výpočtu. Existuje mnoho rovnic, z nichž se nejčastěji využívá výpočet dle povrchu těla jedince a dále tzv. Harrisova Benediktova formule, která je rozdílná pro pohlaví a též záleží na věku, hmotnosti a výšce jedince. Pro muže daná rovnice zní:

$$BMR = 66{,}5 + (13{,}75 \cdot m) + (5{,}0 \cdot h) - (6{,}76 \cdot A) \tag{1}$$

a pro ženu

$$BMR = 655 + (9{,}56 \cdot m) + (1{,}85 \cdot h) - (4{,}68 \cdot A) \tag{1.1}$$

Kde:

m je hmotnost v kilogramech

h je výška v centimetrech

A je věk jedince v letech.

Je nutné podotknout, že takto spočítaný *BMR* není v praxi příliš uplatnitelný, kvůli svým přísným podmínkám a využívá se spíše pro teoretické modely. V klinické praxi se častěji setkáme s tzv. klidovým energetickým výdejem *(RMR),* který je na rozdíl od *BMR* definován jako energetický výdej v tělesném klidu nejméně dvě hodiny po posledním jídle. Tím se velmi zvyšuje jeho uplatnitelnost v praxi. Hodnota *RMR* je téměř o 10 % vyšší než *BMR*. [1]

1.1.2. Termický efekt potravy

Termický efekt potravy (*TEF*) je energie, kterou lidské tělo musí vydat pro příjem potravy, trávení, vstřebávání, transport a přeměnu na využitelné látky. Jeho hodnota je udávána v procentech a je pro každou živinu typická. Například nejnižší podíl tvoří lipidy s čtyřmi procenty a nejvyšší bílkoviny s třiceti procenty.[1]

1.1.3. Termoregulace

Lidské tělo se snaží udržovat s měnícími se okolními podmínkami stálou tělesnou teplotu. V externích podmínkách teplotních maxim či minim je tělo donuceno vydat nezanedbatelné množství energie k udržení konstantní teploty. To se projeví například energií vydanou pro tvorbu potu při vyšších teplotách a naopak vzniku svalového třesu a jiných metabolických reakcí při nízkých teplotách. Nejnižší nároky na energii pro udržení termoregulace jsou v tzv. termoneutrální zóně, která je definovaná pro osobu lehce oděnou při 20 °C a pro nahou při 27 °C. Při dodržení těchto podmínek má termoregulace minimální vliv (přibližně 5 %) na celkový energetický výdej. Při změnách teplot se energie nutná pro udržení termoregulace může vyšplhat až na 15 % z celkového energetického výdeje.[1]

1.1.4. Vykonaná aktivita

Vykonaná aktivita má na celkový energetický výdej nejvyšší podíl a je nejvíce měnící se složkou *EE.* Při pohybu se energetický výdej zvyšuje nejen prací kosterních svalů, ale i metabolickou aktivitou srdce, dýchacího ústrojí a nervového systému. Při práci dochází k celkovému zvýšení metabolických procesů, například v játrech, ledvinách i slezině.

Přičemž nejvíce se na celkovém energetickém výdeji podílí práce kosterních svalů, jejichž pohybová aktivita může zvýšit *EE* až desetinásobně. Je nutné podotknout, že na celkový *EE* má vliv nejen fyzicky vykonaná práce, ale i duševní rozpoložení, stres a emoce.[1] To je velmi hodnotné při klasifikaci vyčerpanosti měřené osoby jak po stránce fyzické, tak psychické.

1.2. Metody stanovení EE

V klinické praxi se setkáváme s různými metodami stanovení *EE*, které jsou především odlišné svým fyzikálním principem. V prvé řadě je rozdělujeme na tzv. konvenční metody, které jsou brány všeobecně jako referenční a metody nekonvenční, které využívají méně přesné postupy a *EE* je většinou odhadnut pouze z částečné lineární závislosti mezi určitou měřenou veličinou a energetickým výdejem. Mezi konvenční metody patří přímá kalorimetrie, dvojitě značená voda a nepřímá kalorimetrie. Mezi nekonvenční můžeme zařadit metody založené například na principu částečné lineární závislosti mezi naměřenou tepovou frekvencí anebo vynaložené pohybové aktivity.

1.2.1. Přímá kalorimetrie

Přímá kalorimetrie je založena na poznatku, že energie vycházející z organismu je rovna vykonané práci a vytvořeného tepla organismem. Proto při měření tímto způsobem je proband uzavřen do teplu nepropustné komory, respektive do kalorimetru, kde se dle naměřeného tepla, vlhkosti vzduchu a vykonané práce například na ergometru vypočítá *EE* jedince. [1] *EE* můžeme následně spočítat dle následující rovnice:

$$EE = Q_{po} + Q_e + Q_{vp} \tag{2}$$

Kde:

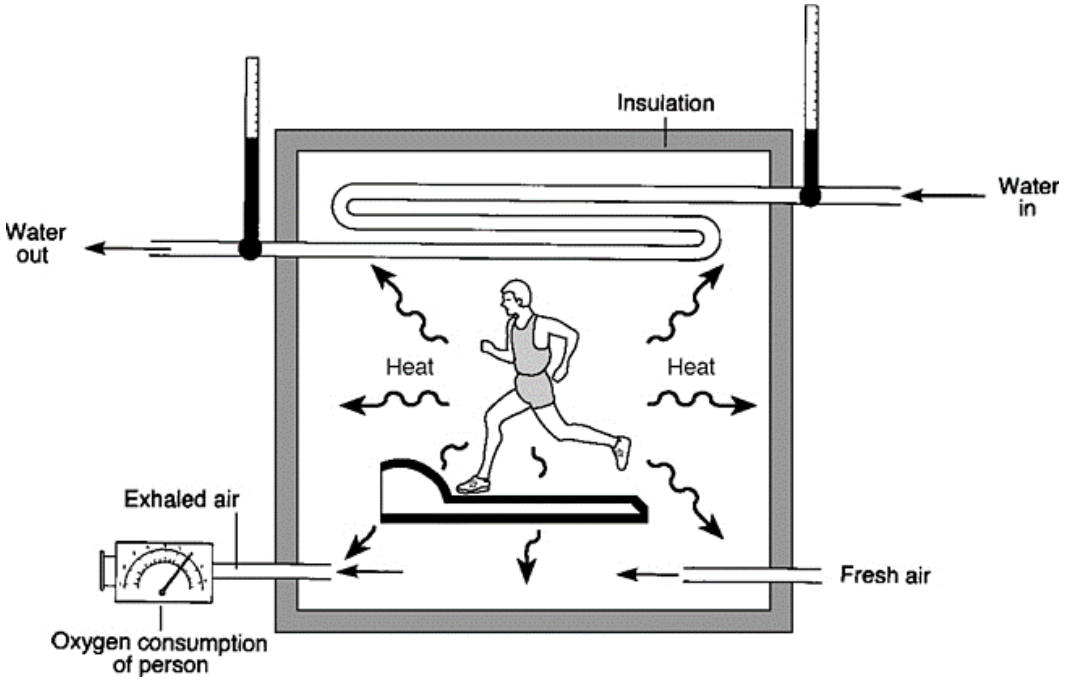
EE je celkový energetický výdej jedince

Q_{po} je teplo produkované organismem

Q_e je teplo produkované evaporací

Q_{po} je teplo produkované z vykonané práce.

EE je dle této rovnice nutné počítat pro delší časový úsek, protože teplo produkované při činnosti se nejprve projeví zvýšením tělesné teploty jedince a až poté se projevuje změnou okolní teploty. Proto je nutné všechny činnosti provozovat v této komoře. Tato metoda je navzdory tomu jedna z nejpřesnějších, a proto je uznávána jako referenční.



Obr. 1: Schématický diagram průběhu přímé kalorimetrie – převzato [1]

1.2.2. Dvojitě značená voda

Další metodou je možnost měření *EE* pomocí principu dvojitě značené vody. Princip této metody spočívá v tvorbě oxidu uhličitého na základě eliminace vodíku a kyslíku, kdy je probandovi podána voda ($^{2}H_{2}{}^{18}O$) o určitém objemu. Během 1-2 týdnu od podání se měří rychlost eliminace izotopů vodíku a kyslíku v moči, krvi a slinách ve formě vody a oxidu uhličitého. Tato metoda je přesná, nijak nezatěžující pro probanda, avšak není vhodná pro měření v reálném čase, díky dlouhotrvajícímu průběhu měření a dále značné finanční náročnosti. [1]

1.2.3. Nepřímá kalorimetrie

Určení energetického výdeje pomocí nepřímé kalorimetrie je založeno na poznatku, že více než 95 % energie přijaté organismem ve formě živin, respektive sacharidů, lipidů a proteinů, je zpracovávána za aerobní spotřeby kyslíku. Vztah mezi spotřebou kyslíku a

energetickým výdejem je lineární a je určen tzv. energetickým ekvivalentem kyslíku $EEqO_2$, který je definovaný jako množství energie uvolněné z živiny při spotřebě jednoho litru kyslíku [1],[2].

Pro výpočet energetického výdeje touto metodou je nutné znát, v jakém poměru se dané živiny v organismu spalují a tím zjistit přesnou hodnotu energetického ekvivalentu kyslíku pro konkrétní živinu. Poté platí následující vztah:

$$EE = (VO_{2c} \cdot EEqO_{2c}) + (VO_{2L} \cdot EEqO_{2L}) + (VO_{2P} \cdot EEqO_{2P}) \quad (3)$$

Kde:

EE je energetický výdej v kJ,

VO_{2C} je spotřeba kyslíku při oxidaci sacharidů,

VO_{2L} je spotřeba kyslíku při oxidaci lipidů,

VO_{2P} je spotřeba kyslíku při oxidaci proteinů,

$EEqO_{2c}$ je energetický ekvivalent kyslíku pro sacharidy,

$EEqO_{2L}$ je energetický ekvivalent kyslíku pro lipidy,

$EEqO_{2P}$ je energetický ekvivalent kyslíku pro proteiny.

Při přijmu smíšené potravy v poměru 55 % sacharidů, 30 % lipidů a 15 % proteinů byl energetický ekvivalent kyslíku experimentálně určen a jeho hodnota je 20,1 kJ/l O_2. Proto můžeme vztah (3) dle zadaných podmínek přijímané potravy zjednodušit do následujícího tvaru [1]:

$$EE = \dot{VO}_2 \cdot 20{,}1 \quad (4)$$

Kde:

EE je energetický výdej v kJ,

VO_2 je spotřeba kyslíku v l.

Výpočet dle zjednodušeného vztahu byl pro klinickou praxi nepřesný a sloužil pouze jako orientační ukazatel. V klinické praxi se tedy využíval původní originální vztah. Ten však vyžadoval zjištění spotřeby kyslíku pro jednotlivé živiny v daném poměru. To bylo

zajištěno výpočtem tzv. respiračního kvocientu (*RQ*), který je poměrem mezi objemem vyloučeného oxidu uhličitého a spotřebovaného kyslíku. Experimentálně byly zjištěny jak hodnoty *RQ*, tak $EEqO_2$ a byly zaznamenány do tabulek. Z nich se poté teoreticky počítal energetický výdej při daném množství a poměru přijímaných živin a případně odpadu z urei. To se ukázalo jako poměrně nepohodlná metoda a mnohdy ne úplně spolehlivá díky nutnosti přesného odběru moči a dále vlivech, které lehce ovlivňují *RQ* [2],[3]. Tyto vlivy jsou popsány v následující tabulce:

Tabulka 1: Vlivy ovlivňující hodnotu respiračního kvocientu (*RQ*)[3]

Vlivy zvyšující hodnotu *RQ*	**Vlivy snižující hodnotu *RQ***
Hyperventilace	Hypoventilace
Svalová práce	Splácení kyslíkového dluhu po svalové práci
Metabolická acidóza	Metabolická alkalóza
Přeměna tuků na lipidy	Přeměna tuků na sacharidy Hladovění (utilizace ketolátek)

V roce 1949 J. B. Weir publikoval zjednodušený soubor výpočtu energetického výdeje. Využil přitom konstant kalorimetrického ekvivalentu kyslíku pro sacharidy, lipidy a proteiny a vypracoval následující rovnici pro výpočet. [3],[4]:

$$EE = (3{,}941 \cdot \dot{V_{O_2}}) + \left(1{,}106 \cdot \dot{V_{CO_2}}\right) - (2{,}17 \cdot UN) \quad (5)$$

Kde:

EE je energetický výdej v kcal/den,

V_{O2} je spotřeba kyslíku v l/den,

V_{CO2} je produkce oxidu uhličitého v l/den,

UN je dusík močoviny v g/den.

Tato metoda výpočtu energetického výdeje je univerzální a lze ji použít ve velkém spektru zátěží a pohybových aktivit. Problém může nastat při odběru vzorku moči. Weir však ve své práci poukazuje na fakt, že chyba vzniklá při zanedbání údaje o vyloučeném dusíku je pouze 1 % a je možné využít zjednodušeného vztahu[3]:

$$EE = (3{,}9 \cdot \dot{V_{O_2}}) + (1{,}1 \cdot \dot{V_{CO_2}}) \tag{5.1}$$

Kde:

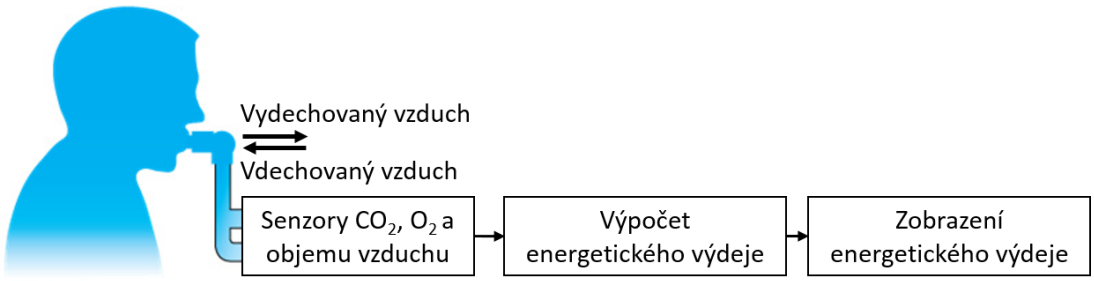
EE je energetický výdej v kcal/den,

V_{O2} je spotřeba kyslíku v l/den,

V_{CO2} je produkce oxidu uhličitého v l/den.

Jeho metoda výpočtu energetického výdeje je v dnešní době uváděna jako jedna z referenčních metod.

Ve své práci využívám systém OxyconMobile (kapitola 2.1), který pracuje na principu výpočtu energetického výdeje z naměřené spotřeby kyslíku a výdeje oxidu uhličitého a daný energetický výdej počítá dle rovnice J.B. Weira (5) nebo (5.1). Na následujícím obr. č. 2 vidíme grafické schéma principu nepřímé kalorimetrie.



Obr. 2: Schéma průběhu nepřímé kalorimetrie – vlastní tvorba

1.2.4. Měření dle tepové frekvence (HR)

Metoda pro měření, či určení energetického výdeje z naměřené tepové frekvence, je založena na vysoké linearitě mezi tepovou frekvencí a spotřebou kyslíku při středních a vyšších zátěžích. [4],[5]

Z tohoto vztahu a znalosti energetického ekvivalentu kyslíku $EEqO_2$ lze poté vypočítat energetický výdej. Největší úskalí, které může při výpočtu nastat, je nedodržení

podmínek, při kterých je spotřeba kyslíku VO_2 a *HR* lineární. Při nízkých či nulových zátěžích, již není zaručena linearita a výpočet takovou metodou již není přesný. Některé studie naznačují, jako například [15], že za lineární lze považovat vztah mezi VO_2 a *HR* pouze v úzkém pásu tepové frekvence od 90 – 150 tepů/min. To potvrzuje předpoklad, že výpočet energetického výdeje z tepové frekvence je vhodný pro střední a vyšší zátěže, kdy tepová frekvence se pohybuje u zdravých jedinců přibližně v tomto rozmezí.

Bod, od kterého je spotřeba kyslíku VO_2 a *HR* lineární je v mnohých studiích nazýván flex point *fHR*.[6] Tuto hodnotu lze určit několika různými způsoby. Jedním z nich je tvorba tzv *HR*-VO_2 kalibrační křivky pro každého probanda.

Jiným způsobem je určení *fHR* bodu experimentálně. Vypočítáme minutový průměr (*pfHR*) nejvyšší hodnoty tepu při odpočinku a nejnižší hodnoty tepu při fyzické aktivitě [7]. Po naměření tepové frekvence porovnáváme vypočítaný *pfHR* s naměřenou tepovou frekvencí, a jestliže je naměřená *HR* < *pfHR*, považujeme následně vypočítanou hodnotu energetického výdeje rovnu klidovému *EE* a pokud je naměřená *HR*> *pfHR*, můžeme považovat vztah mezi *HR* a VO_2 za lineární.

Oba popsané způsoby zjištění *flex pointu* vyžadují individuální přístup ke každému probandovi a zjištění *EE* výdeje je poté velmi časově náročné. S. J. Strait [8] ve své studii popisuje možnost odhadu *EE* z tepové frekvence bez individuální kalibrace na daného probanda. Výhody této metody spočívají v časové nenáročnosti a především v získání informací o intenzitě a trvání fyzické zátěže. Nevýhodou se může jevit nižší přesnost vůči individuálním kalibracím a dále prodleva změny tepové frekvence při rychlých změnách fyzické zátěže [9]. U nižších zátěžích můžeme také sledovat ovlivnění, respektive zvýšení tepové frekvence nezávisle na dané zátěži. Tento fenomén je způsoben neovlivnitelnými faktory, jako jsou stres, teplota okolí, hydratace těla, saturace krve kyslíkem nebo také uplynulá doba od posledního jídla [7], [11].

S.J.Strait [8] danou metodu odhadu *EE* popisuje dvěma základními výpočty. Prvním z nich je výpočet maximální tepové rezervy *HRR*. Ta je dána vztahem:

$$HRR = \frac{HR - HR_{rest}}{HR_{max} - HR_{rest}} \tag{6}$$

Kde:

HRR je maximální tepová rezerva,

HR je naměřená tepová frekvence v tepů/min,

HR_{rest} je klidová tepová frekvence v tepů/ min,

HR_{max} je maximální tepová frekvence v tepů/min.

Druhým výpočtem je zjištění tzv. maximální kyslíkové rezervy, která je dána vztahem:

$$VO_{2R} = \frac{VO_2 - VO_{2rest}}{VO_{2max} - VO_{2rest}} \tag{7}$$

Kde:

VO_{2R} je maximální kyslíková rezerva,

VO_{2rest} je klidová spotřeba kyslíku v ml/kg.min

VO_{2max} je maximální spotřeba kyslíku v ml/kg.min

VO_2 je aktuální spotřeba kyslíku v ml/kg.min.

Za předpokladu, že:

$$HRR = VO_{2R} \tag{8}$$

můžeme vyjádřit vztah pro výpočet aktuální spotřeby kyslíku v závislosti na tepové frekvenci. Po úpravě získáme:

$$VO_2 = \frac{HR - HR_{rest}}{HR_{max} - HR_{rest}} \cdot (VO_{2max} - VO_{2rest}) + VO_{2rest} \tag{8.1}$$

Z takto vypočítané spotřeby kyslíku získáme energetický výdej dosazením do vztahu:

$$EE = VO_2 \cdot EEqO_2 \tag{9}$$

Kde:

EE je energetický výdej v kJ/min,

VO_2 je spotřeba kyslíku v ml/kg.min,

$EEqO_2$ je energetický ekvivalent kyslíku.

Všechny udané parametry v rovnicích (6) a (7) lze zjistit experimentálně nebo výpočtem dle zavedených vztahů.

Hodnotu HR_{rest} lze zjistit měřením tepové frekvence při nulové zátěži či spánku. Hodnota HR_{max} je zjistitelná pomocí konvenčních testovacích metod, jako je například 3-minutový, Harvardský Step-test či podobné uznávané testovací metody. Pro zjednodušení a časovou úsporu lze použít jeden z modelů pro určení HR_{max} například dle Gellishe [12] nebo jednu z formulí dle Tanaka [13].

Výpočet HR_{max} dle Gellise [12]:

$$HR_{max} = 207 - 0{,}7 \cdot věk \tag{10}$$

Parametry kyslíku lze zjistit obdobným způsobem jako parametry tepové frekvence. VO_{2rest} je možné odhadnout při nulové pohybové aktivitě či spánku nebo využít vztahu pro klidový energetický výdej dle Mifflina a vypočítat hodnotu klidového energetického výdeje a za pomoci energetického ekvivalentu kyslíku vypočítat odhad spotřeby kyslíku v klidu.

Hodnotu VO_{2max} je možné opět experimentálně zjistit pomocí fyzického zátěžového testu, například již zmíněný 3-minutový Step Test. Odhad tohoto parametru je možné spočítat dle modelu N. Utha [14]:

$$VO_{2max} = 15 \cdot \frac{HR_{max}}{HR_{rest}} \tag{11}$$

Kde:

VO_{2max} je maximální spotřeba kyslíku v ml/min.kg,

HR_{max} je maximální tepová frekvence jedince v tepů/min,

HR_{rest} je klidová tepová frekvence jedince v tepů/min.

1.2.5. Měření dle pohybové aktivity

Princip výpočtu odhadu energetického výdeje z pohybové aktivity je založen předpokladu, že z pohybu, které lidské tělo vykonává, je možné odhadnou energii nutnou k vykonání práce. Realizace této metody je zprostředkována pomocí akcelerometrických senzorů přiložených na různé části těla. Akcelerometry měří při pohybu zrychlení v dané ose nebo osách. Naměřená zrychlení jsou dále zpracovávána jednou z metod pro odhad energetického výdeje a vyhodnocena.

Základní metodou odhadu energetického výdeje z pohybové aktivity je tzv. kinematický model. Tento model předpokládá s přiložením akcelerometrických senzorů na různé části těla. Naměřené zrychlení z těchto segmentů je posléze integrováno podle času na rychlost a poté přepočteno při znalosti hmotnosti segmentu dle vztahu pro kinetickou energii na energii v joulech. Změna kinetické energie v čase se rovná její vykonané práci a proto můžeme předpokládat, že součet vykonané práce ve všech segmentech se bude rovnat energetickému výdeji.[16] Tato metoda je však použitelná při přiložení akcelerometrů na všechny nebo většinu částí těla. Při opomenutí některých částí je výsledný energetický výdej podhodnocený a nemůže být pokládán za relevantní. Toto tvrzení potvrzuje studie dle Janga [16], kdy byla pro odhad energetického výdeje použita síť 15-kanalových akcelerometrů a dále síť 9- kanálových akcelerometrů ve srovnání s referenční metodou nepřímé kalorimetrie. Z výsledků vyplývá, že více kanálový systém, tedy systém, který pokrývá více segmentů lidského těla, přináší prokazatelněji přesnější výsledky než méně kanálový systém.

V praxi není často možné využít takto sofistikovanou síť akcelerometrů. Většina praktických aplikací vyžaduje volnost pohybu a co nejmenší omezení, jak ve vykonávané činnosti tak i pocitu při dané činnosti. Proto je stále častější využívání jednoho či dvou akcelerometrů a použití experimentálních algoritmů pro výpočet odhadu energetického výdeje. Nejčastěji se využívá připojení hrudního a kotníkového akcelerometru. Hrudníkový akcelerometr je umístěn co možná nejblíže těžišti těla a druhý na dolní končetině [18], [19]. Akcelerometry umístěné na hrudníku mají poté nejvyšší přesnost při aktivitách, jako jsou chůze či běh. Při aktivitách, u kterých je lidské tělo s horní částí těla v klidu, je vhodné použít spolu s hrudním akcelerometrem i kotníkový akcelerometr. Při těchto aktivitách je minimální nebo žádná vertikální složka fyzické aktivity pro hrudní senzor a relevantní údaje získáme pouze ze senzoru umístěného na dolní končetině. Jedná se především o aktivity jako je jízda na kole, různé druhy posilování či chůze do schodů [20].

Pro výpočet odhadu se velmi často využívá metoda založená na integraci zrychlení ve třech osách podle času a jejich následné sečtení. Výstupem je poté tzv. Total Integral of Modulus of Accelerations, který se často zkracuje na IMA_{tot}. Tato integrální metoda je podrobně popsána ve studii [21] a je pokládána za velmi výhodnou díky své výpočetní nenáročnosti a přesnosti, protože zohledňuje nejen intenzitu, ale i dobu trvání pohybové aktivity. Daná metoda je dle [21] matematicky popsána takto:

$$IMA_{tot} = \int_{t=t_0}^{t_0+T} |a_x|dt + \int_{t=t_0}^{t_0+T} |a_y|dt + \int_{t=t_0}^{t_0+T} |a_z|dt \tag{12}$$

Kde:

IMA_{tot} je Total Integral of Modulus of Accelerations v counts/min,

T je časová perioda integrace,

t_0 je počáteční čas,

a_x, a_y, a_z je zrychlení z akcelerometru pro jednotlivé osy.

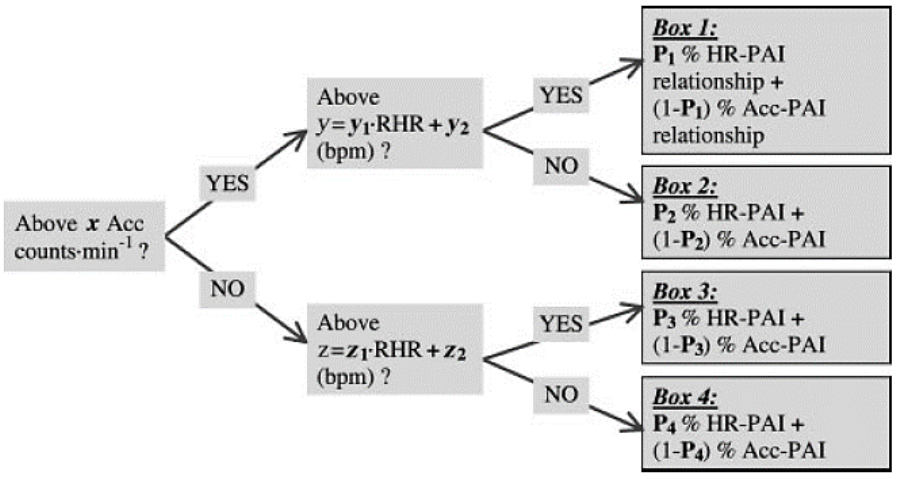
Takto získaný IMA_{tot} je následně porovnán s nepřímou kalorimetrií pomocí lineární regrese metodou nejmenších čtverců. Ze studie [22], která při výpočtech vycházela ze studie [21], vyplývá, že tato metoda je přesná u aktivit o nižší intenzitě a naopak nepřesná

u aktivit s vyšší intenzitou zátěže. Výhodou této metody je její nízká cena vůči jiným používaným metodám a především nízká úroveň nepohodlí při pohybu, respektive nízká hmotnost celého zařízení a nakonec i jednoduché používání z hlediska uchycení na probanda.

1.2.6. Kombinace tepové frekvence a pohybové aktivity

Jak již bylo zmíněno v kapitolách výše. Odborné studie se shodují v předpokladu, že odhad energetického výdeje z tepové frekvence je vhodné použít při středních a vyšších zátěžích a naopak odhad energetického výdeje z pohybové aktivity je možné využít při nižších zátěžích. Tuto odlišnost v přesnosti obou metod pro jednotlivé intenzity zátěže lze využít pro zmírnění negativ obou metod. V současné době se objevují různé způsoby, jak určit bod, respektive interval, kdy je přesnější využít odhad EE z akcelerometrů a kdy již je nutné využít odhad z tepové frekvence. Některé studie popisují použití multi - regresivních metod, jejichž výsledkem jsou vážené průměry. Ty bohužel závisí na vytvořeném protokolu měření, tedy uspořádání experimentu, fázích klidu a aktivity a pro obecné použití nemusí dosahovat dobrých výsledků a jsou velmi nepřesné.[11].

Velmi využívaným způsobem je tzv. rozvětvená rovnice, která de facto určuje váhu jednotlivých metod podle hodnot zrychlení a tepové frekvence měnící se v průběhu fyzické aktivity. Tato metoda je detailně popsána ve studii [11] a používána například ve studii S. Brage [12]. Na následujícím obrázku č. 3 můžeme vidět schéma rozvětvené rovnice pro určení energetického výdeje z kombinace metod dle tepové frekvence a pohybové aktivity.



Obr. 3: Schéma rozvětvené rovnice pro odhad energetického výdeje oběma metodami [11]

Jednotlivé parametry rovnice se určují srovnáním s referenční metodou, jakou je například přímá či nepřímá kalorimetrie. Hodnota *Acc* je výstup z akcelerometrů upravený integrálním modelem do *IMAtot* v counts/min. *RHR* je hodnota klidové tepové frekvence v tepů/min a parametr *PAI* je tzv. Physical Activity Intensity, česky Intenzita fyzické aktivity.

2. Metody

Tato kapitola diplomové práce se zabývá popisem zařízeních použitých pro měření a principy metod, která tato zařízení využívají. Dále je součástí této kapitoly popis vytvořené metodiky měření a výběru probandů pro daný experiment. Závěr kapitoly je věnován způsobu vyhodnocení a výběru vhodného statistického nástroje pro vyhodnocení naměřených dat.

2.1. Systém OxyconMobile

OxyconMobile od společnosti CareFusion a divize Jäger je multifunkční měřící zařízení, které je primárně určeno pro měření parametrů dýchací soustavy a srdce v terénních podmínkách. Systém se schopný měřit široké spektrum fyziologických veličin při různých druzích vyšetření. Jedná se například o spirometrii, zátěžovou spirometrii, EKG, zátěžové EKG a další. Součástí systému je také měření *EE* probanda pomocí nepřímé kalorimetrie, založené na výpočtu ze spotřeby kyslíku, produkce oxidu uhličitého a ureji. Tato metoda je ve světě uznávaná jako referenční a proto je vhodné ji pro projekt využít.

2.1.1. Hardware a software systému OxyconMobile

Samotný systém Oxycon Mobile se skládá z dvou kompaktních jednotek, které jsou přímo nasazeny na hruď nebo záda probanda. Jedná se o jednotku DEx (Data exchange unit) a jednotku SBx (SensorBox unit).

Jednotka DEx je bezdrátová jednotka telemetricky propojena s přijímací jednotkou a PC pomocí antény. Tato jednotka slouží pro přeposílání měřených dat. Naměřená data jsou odesílána v reálném čase do přijímací jednotky a zpracovávána v PC. Dále jednotka zajišťuje pomocí připojeného kabelu komunikaci a napájení měřící jednotky analyzátorů plynů (SBx).

Obr. 4: Referenční systém OxyconMobile [10]

SensorBox (SBx) je měřící jednotka obsahující analyzátor dechových plynů a konektory pro připojení senzorů dechových plynů. Senzor objemu plynů a senzory jednotlivých dechových plynů jsou připojeny na probanda standardně pomocí masky o daném objemu.

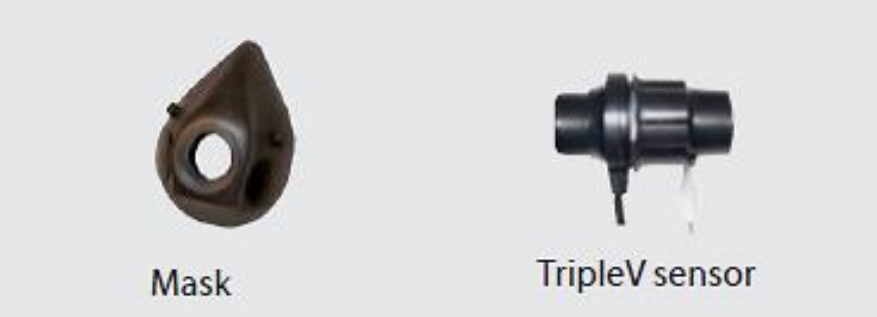
Senzor kyslíku pracuje na elektrochemickém principu a senzor oxidu uhličitého na tepelně vodivostním principu (TCD).

Měření objemu nadechovaného a vydechovaného vzduchu je realizováno pomocí lehkého obousměrného digitálního snímače objemu, kterému se komerčně říká (Volume senzor: TripleV). Pracovní podmínky tohoto senzoru jsou shrnuty dle informací od výrobce v následující tabulce.

Tabulka 2: Parametry použitého objemového digitálního senzoru typu TripleV [10]

Parametr	Hodnota
Mrtví prostor	30 ml
Pracovní teplota	-10°C až 50°C
Tlak vzduchu	500 až 1100 hPa
Vlhkost vzduchu	10 až 95 %
Pracovní výška	-1400 až 5500 m. n. m.

Z hodnot, které jsou vypsány v tabulce, můžeme vyčíst, že daný senzor je možné použít při širokém spektru aktivit, jako například výcvik IZS, konkrétně hasičů, kdy při zásahu se systém musí potýkat s vysokou vlhkostí a teplotami. Na následujícím obrázku 5 (vpravo) můžeme vidět TripleV senzor, který je uložen v plastovém pouzdře se snímací elektronikou. Toto pouzdro se téměř celé vkládá do obličejové masky (vlevo), přes kterou proband dýchá při měření. Odezva zařízení je dle výrobce méně jak 80 ms.



Obr. 5: Dýchací maska a TripleV senzor pro snímání objemu vzduchu – převzato [10]

Jednotka DEx je dále vybavena baterií o kapacitě 2000 mAh, která je schopna napájet jednotku SBx a sebe sama téměř 2 hodiny. Proto je doba měření výrobcem doporučena na necelé dvě hodiny. Je zde možnost dokoupení modulu pro připojení externí baterie, která prodlouží čas měření.

Jednotka DEx dále obsahuje paměťovou kartou o velikosti 1GB. Na tuto kartu jsou paralelně zaznamenávána naměřená data, kdyby došlo k neočekávanému přerušení spojení mezi jednotkou DEx a přijímací jednotkou. Pokud k tomu dojde, je následně možné po připojení paměťové karty k PC získat data z celého měření a zpracovat je offline pomocí dodaného softwaru.

Přijímací jednotka je primárně určena pro sběr dat z bezdrátové jednotky DEx a také pro kalibraci jednotky SBx. Pro potřeby kalibrace je jednotka napájena adaptérem ze sítě 230 V/50 Hz a posléze při vlastním měření za pomoci USB přímo z PC a proto není nutné v terénu vyhledávat síťové napájení. Přijímací jednotka má integrovaný automatický kalibrační systém pro kalibraci analyzátorů plynů a systém pro kalibraci průtoku a objemu vzduchu.

Obr. 6: Jednotky systému OxyconMobile s tlakovou lahví s kalibračním plynem – vlastní tvorba

Software dodávaný k systému Oxycon Mobile nese komerční název JLAB5. Jedná se aplikaci s uživatelským rozhraním, která slouží k vlastnímu ovládání všech jednotek. Software zajišťuje automatizovanou kalibraci analyzátorů plynů a průtoku, dále obsahuje veškeré programy a testy, které lze s daným systémem měřit.

Systém OxyconMobile podporuje měření a součástí softwaru je:

- Spirometrie
- Spiroergometrie
- Měření EKG
- Měření zátěžového EKG
- Měření tepové frekvence (HR)
- Měření „*průtok – objem*“
- Stanovení ventilačního anaerobního prahu „*anaerobic treshold*“ (AT)
- Nepřímá kalorimetrie
- Databáze probandů
- Tvorba designu obrazovky při měření (vlastní výběr zobrazených veličin a grafů a jejich umístění na obrazovce)

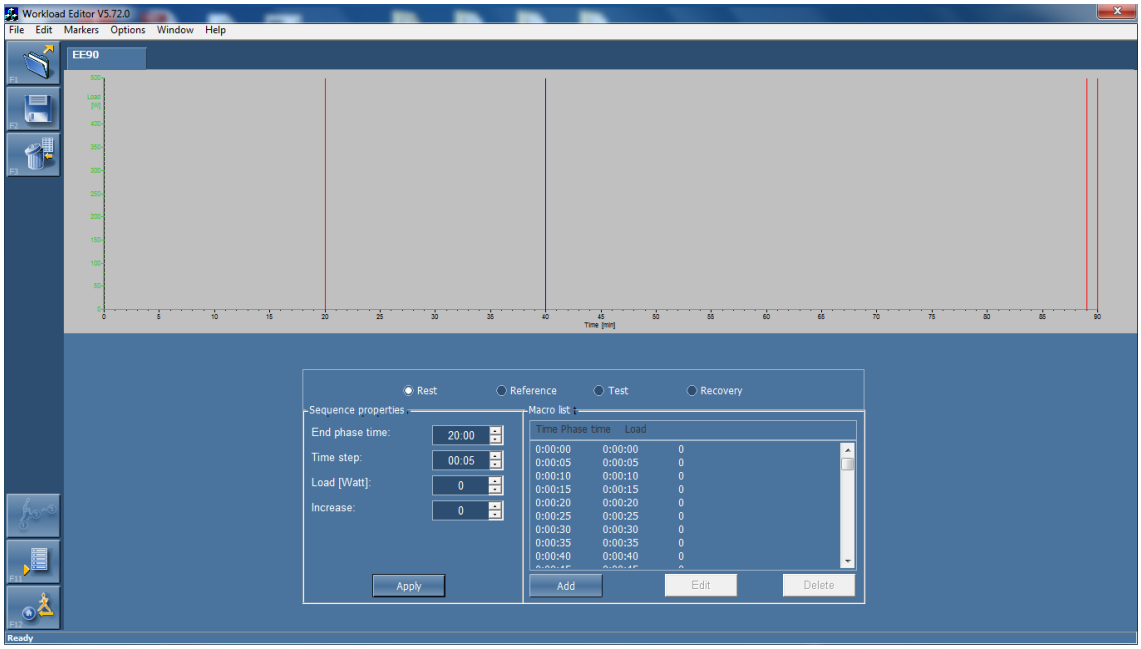
- Tvorba vlastních testů dle výběru měřených parametrů
- Tvorba vlastních zátěžových testů
- Tvorba vlastních reportů a zpráv
- Vyhodnocovací program *„IntelliSupport“*

Na následujícím obrázku vidíme hlavní obrazovku softwaru JLAB 5.

Obr. 7: Hlavní menu softwaru JLAB 5 referenčního systému OxyconMobile – vlastní tvorba

Jednou z hlavní součástí softwaru, se kterou jsou provázány všechny funkce je databáze probandů tzv. *PatientData*. Tento program umožňuje zakládat nové probandy s vlastními identifikačními čísly, vyplňovat jejich parametry a celkovou anamnézu. Tyto údaje jsou poté při automatickém vyhodnocování či počítání některých parametrů nepostradatelné. Proto bez určení probanda a vyplnění jeho údajů, není možné spustit žádné z měření.

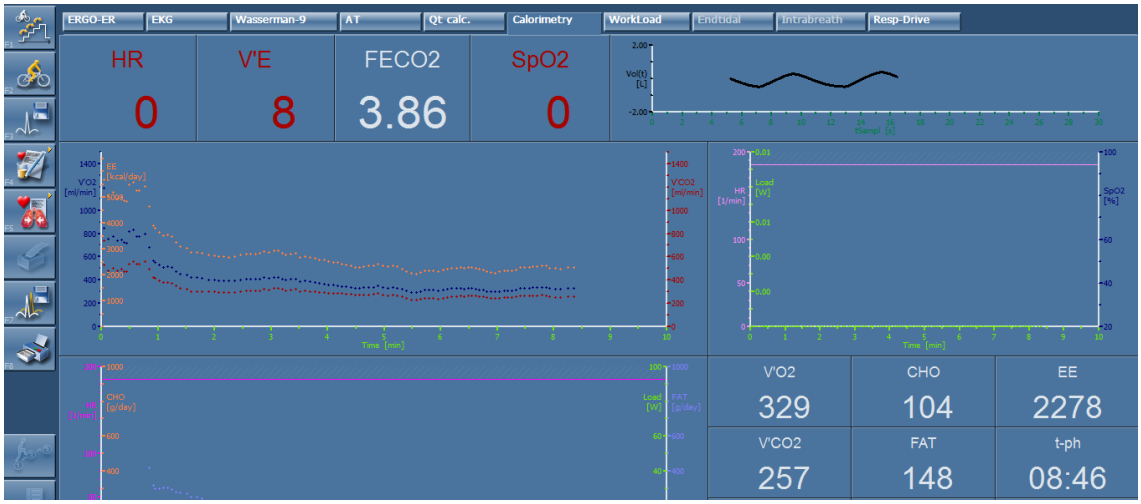
Nepostradatelnou součástí je též funkce vytváření vlastních protokolů měření, respektive vlastních testů *„Workload Editor“*. Uživatel si může zvolit vlastní délku testu, pojmenovat jednotlivé fáze a oddělit je v daných časových intervalech, aby po vyhodnocení byly jasně viditelné na grafech. Dále si zvolí, jaké parametry hodlá v těchto fázích sledovat či v jakém čase má dojít ke spuštění měření krevního tlaku apod. Je proto možné dosáhnout automatizace celého procesu měření a zrychlit tak přípravy na jednotlivá měření. Pro účely mého projektu bylo nutné vytvořit protokol průběhu měření s rozdělením jednotlivých fází, dle zátěže probanda a nechat zaznamenávat jen veličiny, které jsou pro daný projekt významné. Dané veličiny budou blíže popsány



Obr. 8: Tvorba protokolu měření v sotwaru JLAB 5 systému OxyconMobile – vlastní tvorba

Totéž platí i u funkce „*Report Designer*“, která umožňuje uživateli vytvářet tištěné i elektronické verze protokolů z měření ve velikosti stránky A4, kde od naměřených dat a vyhodnocených grafů a tabulek, může být i logo společnosti a další grafika. Tato funkce též slouží k ukládání dat, je možné vytvořit elektronický soubor ve formátu *.pdf* či nechat vygenerovat surová data ve formátu *.xls* či *.csv* pro další zpracování.

Funkce pro měření nepřímé kalorimetrie se nachází v programu *„Breath by Breath“*, tedy dech za dechem. V tomto programu mimo nepřímé kalorimetrie můžeme měřit ergospirometrii a stresové EKG. Na obrázku č. 9 můžeme vidět obrazovku při měření nepřímé kalorimetrie. Vidíme hodnoty *VO2* a *VCO2* v ml/min v reálném čase a dále energetický výdej (*EE*) též v reálném čase v kcal/den. Vpravo dole poté můžeme vidět uplynulý celkový čas a také čas a název jednotlivé fáze, ve které se proband právě nachází.



Obr. 9: Zobrazení parametrů při měření nepřímé kalorimetrie systémem OxyconMobile – vlastní tvorba

Vpravo nahoře vidíme křivku nádechů a výdechů probanda v čase s množstvím nadechovaného a vydechovaného vzduchu v litech.

Vlevo dole vidíme grafické znázornění vývoje spotřeby *VO2*, vydechování *VCO2* a *EE* v čase rozlišeného barvami, kde modrá značí spotřebu kyslíku v ml/min, červená produkci oxidu uhličitého v ml/min a oranžová *EE* v kcal/den.

2.1.2. Výhody a nevýhody

Výhody

- Přístroj je uložen v přenosném kufru a je s ním jednoduchá manipulace
- Přístroj je jednoduchý na složení a na obsluhu
- Přístroj je určen pro použití v terénu, dosah antény až 1 km v otevřeném prostoru
- Velmi rozsáhlé intervaly pracovních podmínek (vlhkost, tlak, teplota)
- Přístroj je velmi lehký a téměř neomezuje probanda v pohybu (hmotnost cca. 950 g)
- Ukládání dat do paměťové karty při ztrátě signálu, automatický záloha
- Možnost užití přístroje jako referenční metody
- Přesnost přístroje (viz. následující tabulka č. 3)

Tabulka 3:Přesnost měření základních parametrů systému Oxycon Mobile

Parametry	Odchylka (%)	Odchylka (ml/min)
$\dot{V}_E$	2	0,05
$V\dot{O}_2$	3	0,05
$V\dot{C}O_2$	3	0,05
RER	4	-

Nevýhody

- Software JLAB5 pracuje pouze pod Windows edice Professional a vyšší
- Hrudní popruhy držící jednotky DEx a SBx nejsou zcela pohodlné
- Baterie je provozuschopná pouze cca. 2 hodiny
- Nelze zpětně přidávat ani v průběhu testování přidávat parametry
- Návod i software JLAB5 je pouze v angličtině (software nabízí vlastnoruční překladatelské prostředí)
- Nutnost kontrolovat přilnavost masky, kvůli unikajícímu vzduchu
- Občasné neznámé chybové hlášky a poruchy, které se vyskytují naprosto náhodně

2.2. Systém FlexiGuard – zásahový monitor

Systém FlexiGuard je modulární biotelemetrický systém pro sledování fyziologických a environmentálních parametrů měřených na probandech. Systém je využíván zejména složkami IZS (vojáci, hasiči, záchranná služba), avšak nachází uplatnění i v oblasti sportu a možnosti sledování energetického výdeje. Jedná se o systém, který daleko převyšuje funkcionalitu a možnosti běžných sporttestrů.[17]

Systém se skládá z několika částí. Hlavní část systému je kombinovaný hrudní pás společný s osobní centrální jednotkou. Tento pás je samostatně schopen měřit následující veličiny[17]:

- Tepová frekvence včetně jednotlivých R-R intervalů
- Dechová křivka
- Pohybová aktivita ve třech osách

- Lineární zrychlení ve třech osách
- Úhlové zrychlení ve třech osách
- Teplota na povrchu kůže
- Teplota pod oděvem
- Vlhkost pod oděvem

Veškerá data měřená tímto hrudním pásem jsou ukládána na integrovanou microSD kartu v *.csv* formátu. Jednotka tak funguje jako datalogger výše uvedených veličin. Vzorkovací frekvence dat z jednotky je 10 Hz. Data lze zpřístupnit pomocí připojení jednotky USB kabelem do PC, kdy se jednotka tváří jako standartní flash disk v režimu tzv. Mass Storage Device. [17]

Obr. 10: Hrudní pás systému FlexiGuard se snímacími jednotkami [17]

Jednotka je rovněž schopná odesílat měřená data skrze bezdrátové rozhraní na frekvenci 868 Mhz v ISM pásmu, či skrze bezdrátové rozhraní standardu wi-fi na frekvenci 2,4 GHz. Tyto odesílaná data lze pak v reálném čase zobrazit na další volitelný prvek systému a to tzv. Vizualizační jednotku. Tato jednotka může být tvořena PC běžícím na operačních systémech Windows, MacOS či Linux, případně na tabletech a smartphonech běžících na operačním systému android. Vizualizační jednotka byla v rámci měření dat v této DP používána pouze jako online kontrola měřených dat a funkčnosti zařízení, data byla zpracovávána z. *csv* souborů ukládaných na paměťové zařízení jednotky.

Poslední volitelnou částí tohoto systému jsou tzv. BAN nody, které rozšiřují spektrum měřených veličin. Ty se připojují k centrální jednotce (hrudnímu pásu) skrze bezdrátové rozhraní standartu ANT. Díky nim je například možné měřit teplotu, vlhkost a pohybovou aktivitu na více místech, nejen na hrudníku. BAN nody nebyly v rámci měření dat pro tuto DP využívány.[17]

Obr. 11: Kompletní systém FlexiGuard [17]

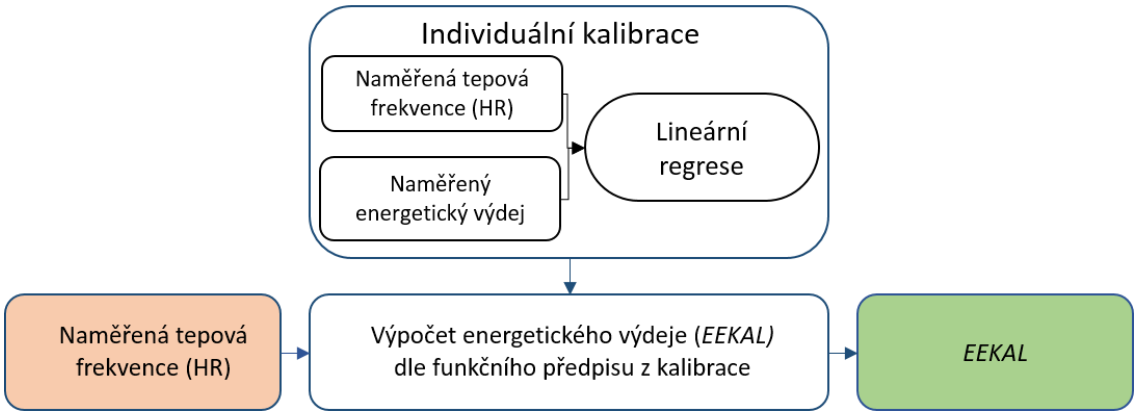
2.3. Použité metody pro výpočet EE

Pro výpočet energetického výdeje bylo nutné zvolit vhodné metody. Tato práce se zabývá odhadem energetického výdeje pomocí bezdrátového monitorovacího systému FlexiGuard, tedy terénního zařízení o relativně malých rozměrech a omezeným spektrem měřených veličin. Metoda odhadu energetického výdeje by měla být dle požadavků přesná a zároveň, s co možná nejmenšími nároky na kalibrační proceduru pro daného uživatele. Proto jsem se ve svém výzkumu rozhodl využít dvou metod, které při různých stupních zátěže kladených na uživatele, dokáží odhadnout energetický výdej s vysokou přesností.

2.3.1. Odhad energetického výdeje z tepové frekvence

V kapitole 1.2.4. této práce je popsána metoda odhadu energetického výdeje z tepové frekvence. Dostupné studie naznačují, že v určitém intervalu je tepová frekvence a spotřeba kyslíku silně lineární a to konkrétně pro střední a vyšší zátěže.

Pro potřeby této práce bylo zkoumáno více přístupů výpočtu energetického výdeje z tepové frekvence. Prvním z nich je model výpočtu energetického výdeje pomocí individuální kalibrace. Ta spočívá v měření energetického výdeje referenční metodou a tepové frekvence při vhodně zvoleném testu, například vícestupňového Step-Testu s definovanou zátěží. Kalibrace je poté provedena sestrojením individuální kalibrační křivky za pomoci lineární regrese metodou nejmenších čtverců. Linearita je dána z předpokladu, že při středních a vyšších zátěžích je energetický výdej a tepová frekvence silně lineární. Funkční předpis takové křivky je poté vztahem pro výpočet energetického výdeje z experimentálně naměřené tepové frekvence. Takový model se jeví jako nejpřesnější pro individuální použití. Tato práce se však zabývá odhadem energetického výdeje v terénních podmínkách bez přístupu k zařízení pro měření spotřeby kyslíku a tedy i možnosti sestrojení kalibrační křivky pro každého uživatele. Ale i přesto je vhodné do této práce tento přístup zahrnout. Jedním z důvodů, je především možnost porovnat tento model s méně přesnými modely, které již kalibraci nevyžadují. Na obr. 12 vidíme blokové schéma modelu s individuální kalibrací.



Obr. 12: Blokové schéma modelu výpočtu EE z tepové frekvence s individuální kalibrací – vlastní tvorba

Druhý model odhadu energetického výdeje z tepové frekvence využívá jiný přístup k výpočtu. Tento model, dle S.J.Strait [8], předpokládá rovnost mezi kyslíkovou respirační rezervou a maximální tepovou rezervou. Podrobně je tento model popsán

v kapitole 1.2.4. na straně 11. Pro výpočet odhadu energetického výdeje je nutné znát mnohé parametry, které jsou individuální pro každého uživatele. Z těch základních je to výška, váha, věk, pohlaví, klidová tepová frekvence a maximální tepová frekvence. Všechny tyto parametry je možné zjistit experimentálně měřením. Po individuálním změření těchto parametrů je tento model druhým nejpřesnějším po předchozím modelu popsaným výše. Nevýhodou tohoto modelu je zjišťování klidové a maximální tepové frekvence. Jednou z možností je jejich zjištění během měření. To bohužel přináší mnohá úskalí v tom, jestli se proband během své aktivity dostane na práh maximální tepové frekvence nebo naopak, zda bude natolik v klidu, abychom mohli jeho nejnižší tepovou frekvenci považovat za klidovou. S tím je spojené i vyhodnocování dat. Pokud nebudeme mít dopředu známé hodnoty klidové i maximální tepové frekvence, nemůžeme potom v reálném čase odhadovat energetický výdej probanda. Proto je nutné najít odlišný přístup ve zjišťování těchto dat, ovšem na úkor přesnosti modelu. Jednou z možností je následující přístup.

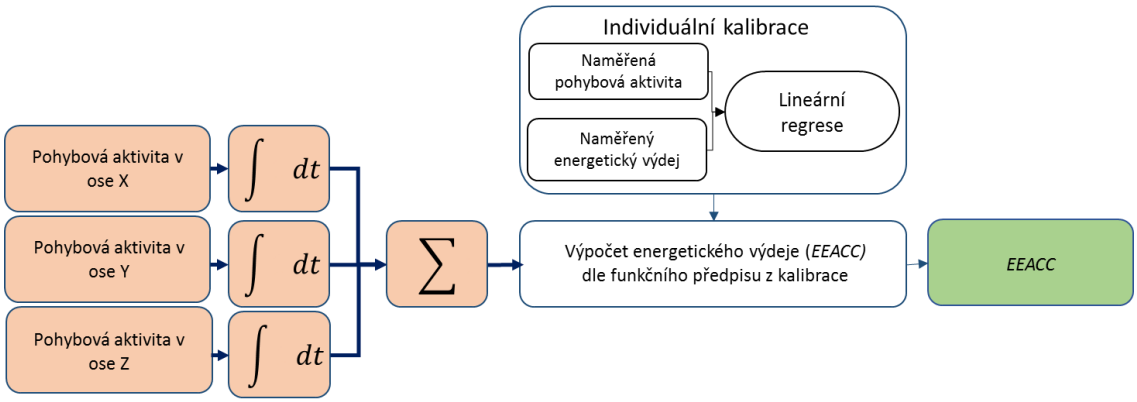
Obr. 13: Blokové schéma výpočtu EE pomocí modelu dle S. J. Strait – vlastní tvorba

Tento model se od předchozího liší pouze ve zjišťování fyziologických parametrů. Za předpokladu, že tyto parametry experimentálně nezměříme, ale odhadneme je ze statistických údajů, či přímo vypočítáme ze známých vztahů, můžeme poté dojít k předpokladu, že takový model bude méně přesný, ale bude méně náročný pro uživatele. Například rovnice (10) v kapitole 1.2.4. na straně 12 dává možnost vypočítat přibližnou maximální tepovou frekvenci pouze z věku uživatele, dále z rovnice (11) v kapitole 1.2.4. na straně 13 můžeme vypočítat maximální spotřebu kyslíku.

Tyto tři modely reprezentují kaskádovité snižování přesnosti odhadu energetického výdeje z tepové frekvence. Od nejpřesnějšího modelu s individuální kalibrací a tedy nejvyššími nároky na uživatele, po nejméně přesný model, u kterého potřebujeme znát pouze základní fyziologické údaje. Všechny tyto modely budou do této práce zahrnuty a diskutovány v rámci jejich využitelnosti a přesnosti vůči referenční metodě a sobě navzájem.

2.3.2. Odhad energetického výdeje z pohybové aktivity

Pro výpočet energetického výdeje z pohybové aktivity je nutné využit složitější přístup, než tomu je u odhadu EE pomocí tepové frekvence. V kapitole 1.2.5. na straně 13 je popsán integrální model výpočtu tzv. IMA_{TOT} (Total Integral of Modulus of Accelerations), které jsou již, dle výše popsaných studiích, v přibližně lineárním vztahu s energetickým výdejem. Z předpokladu této přibližné linearity můžeme následně, jako tomu bylo u modelu pro tepovou frekvenci, vytvořit individuální kalibrační křivku. Tato kalibrace bude probíhat stejným způsobem, jako u modelu tepové frekvence, pomocí vícestupňového Step-Testu. Naměřená data v daných úsecích zátěže budou vynesena a za pomoci lineární regrese metodou nejmenších čtverců určen vztah mezi energetickým výdejem a hodnotami *IMAtot* formou jednoduché lineární rovnice. Na následujícím schématu (obr. 14) vidíme takto nastíněný postup výpočtu.



Obr. 14: Blokové schéma výpočtu energetického výdeje z pohybové aktivity – vlastní tvorba

Složitost individuální kalibrace pro každého jedince se dá snížit využitím tzv. kolektivní kalibrace. Ze statisticky významného vzorku populace se s každým vzorkem provede individuální kalibrace a následně vynese závislost obou veličin společně při vytvoření jedné kalibrační křivky s jedním funkčním předpisem. Tento přístup může s dostatečně

velkým vzorkem populace téměř eliminovat nutnost kalibrace, avšak na úkor přesnosti dané metody.

2.3.3. Odhad energetického výdeje kombinací obou metod

Obě metody, které jsem výše popsal, mají svá omezení ve smyslu využití při různých formách zátěže. Jedním z úkolů, které bylo nutné vyřešit, bylo určit, ve které fázi je daná metoda přesnější než ta druhá a při vytváření rovnic modelu rozhodnout, které metodě dát vyšší váhu.

Rovnice pro kombinaci obou metod, jsou založeny na součtu energetického výdeje vypočítaného z pohybové aktivity a energetického výdeje vypočítaného z tepové frekvence. Oba sčítance jsou vynásobeny vlastním koeficientem, který každé metodě dává určitou váhu při dané fyzické aktivitě. Vlastní koeficienty jsou vůči oběma metodám v poměru a jejich součet musí dát číslo jedna. Proto například, pokud chceme dát oběma metodám poloviční váhu, jsou oba vlastní koeficienty rovny 0,5. Vlastní koeficienty jsou získány především z druhu vykonávané fyzické aktivity a dále z poznatku, že obě metody mají omezení v určitých druzích zátěže. Proto při nízkých zátěžích bude mít, dle předpokladů odborných studií, vyšší váhu výpočet z pohybové aktivity a u středních a vyšších zátěžích bude mít vyšší váhu výpočet z tepové frekvence. Pro aplikaci těchto rovnic, které jsou tvořeny pro různé fáze fyzické aktivity, je nutné určit místa, ve kterých se použije již odlišná rovnice s jinými vlastními koeficienty. Jeden ze způsobů je vytvořit podmíněný model, který byl již popsán v kapitole 1.2.6 a pro hodnocení toho, jaká metoda je v danou chvíli přesnější, tedy, která rovnice se má nyní použít, využívá podmínky zvýšené pohybové aktivity a dále podmínku překročení tzv. *FlexPointu* tepové frekvence. Já ve své práci naopak využiji podmínku, ve které se bude rozhodovat dle měřené pohybové aktivity. Výhodou takového přístupu jsou velké rozdíly mezi hodnotami pohybové aktivity IMA_{tot} v klidu a při pohybu. Proto může být zvolena jako základní rozhodovací podmínka změna pohybové aktivity. Tím se výpočet rozdělí na dvě nezávislé větve. Na výpočet, pro nízkou pohybovou aktivitu a též nízkou zátěž. Energetický výdej je poté počítán rovnicí s větší vahou pohybové aktivity. Druhá větev zahrnuje výpočet, kdy je pohybová aktivita vyšší, tím logicky i tepová frekvence se zvýší, a energetický výdej je počítán rovnicí s větší vahou pro tepovou frekvenci.

Takto navržená kombinovaná metoda bude aplikována na vybrané modely. První model bude váhován pomocí odhadu energetického výdeje z tepové frekvence s individuální kalibrací a z pohybové aktivity s individuální kalibrací. Druhý kombinovaný model bude váhován pomocí odhadu energetického výdeje dle S.J.Strait a z odhadu energetického výdeje z pohybové aktivity vztaženého na hmotnost jedince. Výsledkem této diplomové práce by mělo být potvrzení předpokladu, že kombinované metody jsou při použití mnohem přesnější než samotné modely samostatně.

2.4. Metodika měření a výběr probandů

Modely, které vytvářím a v rámci diplomové práce ověřuji a vyhodnocuji, by měly dát představu o tom, jak parametry, které vstupují do takového modelu, ovlivňují výsledek v porovnání s referenční metodou. Z toho důvodu byly zvoleny různé metody výpočtu odhadu energetického výdeje.

Výsledkem diplomové práce by měly být modely použitelné v rámci výcviku IZS a to za pomoci bezdrátového monitorovacího systému FlexiGuard. Proto by měly splňovat náležitosti především z hlediska snadného použití pro každého uživatele například bez nutnosti kalibrace a dále přesnosti pro dané využití. Pro tyto potřeby jsem vytvořil vlastní měření, které zahrnuje několik fází. Jedná se o fáze klidové, fáze zvýšené pohybové a fyzické aktivity a také fázi psychické aktivity. Popis tohoto měření včetně jeho průběhu je shrnut v následující kapitole.

2.4.1. Popis měření

Měření, které bylo provedeno na probandech, se uskutečnilo v laboratořích Společného biomedicínského pracoviště I. LF UK a FBMI ČVUT v Praze a bylo schváleno Etickou komisí fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze (Příloha C) Základním předpokladem bylo hodnotit energetický výdej probandů v klidu, při střední, vyšší a mentální zátěži. Za tímto účelem byl vytvořen standardizovaný průběh měření pro všechny probandy. Průběh měření byl rozdělen do dvou částí.

Kalibrační měření

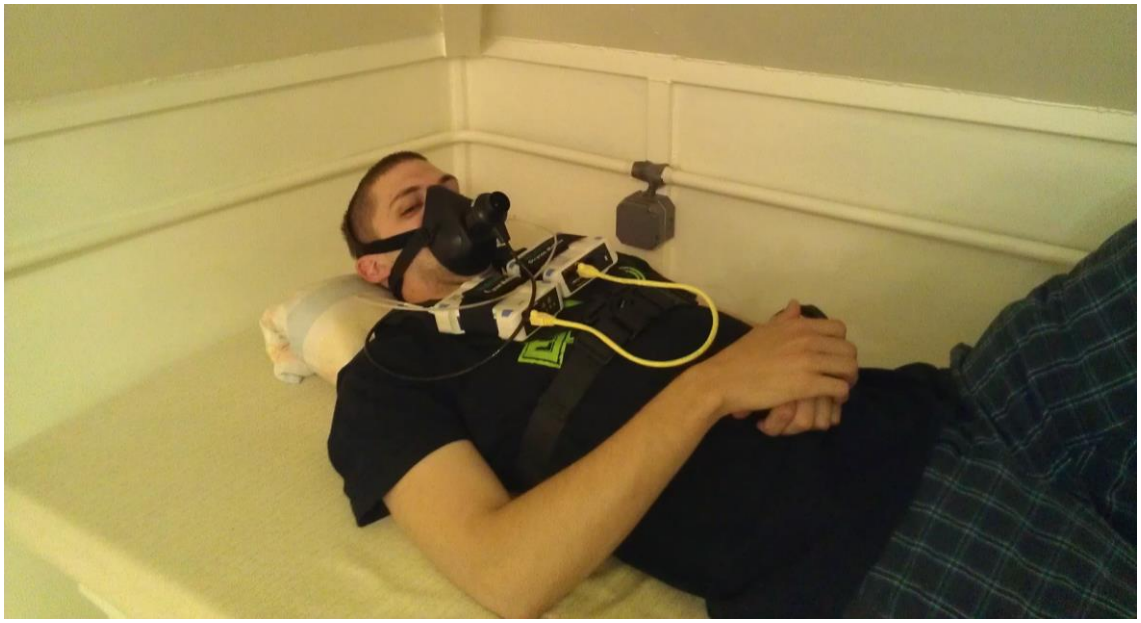
Toto měření bylo provedeno formou vícestupňového Step-Testu, kdy proband měl za úkol v časovém intervalu stoupat na stupínek o definované výšce, nejprve 5 minut na 15 centimetrový stupínek, poté 5 minut na 20 centimetrový stupínek a nakonec 5 minut na 30 centimetrový stupínek a to s přesně danou kadencí 30-ti výstupů za minutu řízenou metronomem. Při tomto kalibračním měření byla probandovi měřena spotřeba kyslíku *VO2* pomocí referenčního systému OxyconMobile (kapitola 2.1, strana 17) a vypočítán referenční energetický výdej. Dále byla pomocí systému FlexiGuard (kapitola 2.2, strana 24) snímána tepová frekvence a pohybová aktivita. Výsledkem tohoto měření bylo vytvoření kalibrační křivky a to jak závislost energetického výdeje na tepové frekvenci, a také závislost energetického výdeje na pohybové aktivitě. Na obr. č. 15 vidíme průběh měření na probandovi a dále také na obr. č. 16 stupínek použitý ke Step-Testu. Tento stupínek je standardizovaný referenční výrobek společnosti Kettler, který je určen právě pro tento druh zátěžového testu s definovanými výškami přídavných modulů pro zvýšení výšky stupínku.

Obr. 15: Fotografie vybraného probanda v klidové fázi kalibračního měření – vlastní tvorba

Obr. 16: Fotografie vybraného probanda při vykonávaní stupňovitého Step-testu – vlastní tvorba

Vlastní měření

Druhá část měření se skládala z několika fází, které zahrnovaly všechny výše popsané aktivity. Při této části měření měl proband opět připojený referenční systém OxyconMobile, který snímal spotřebu kyslíku a produkci oxidu uhličitého a metodou nepřímé kalorimetrie vypočítával energetický výdej probanda a dále systém FlexiGuard, který snímal tepovou frekvenci a pohybovou aktivitu probanda.



Obr. 17: Průběh měření EE v klidové fázi lehu na podložce – vlastní tvorba

V první fázi (obr. č. 17) měření měl proband za úkol ulehnout na připravenou podložku a 15 minut bez jakékoli fyzické aktivity klidně ležet. Po uplynutí této doby byl proband požádán k 10- ti minutovému sedu na židli a následně k 5-ti minutovému vzpřímenému stoji bez jakékoli jiné aktivity. Poté následovala fáze se střední fyzickou aktivitou, kdy měl proband za úkol se volně procházet po daném úseku laboratoře bez překonávání výškového rozdílu a to po dobu 10-ti minut. Po tomto úkonu následovala zvýšená fyzická aktivita ve formě 10-ti minutové chůze po schodišti. Předposlední částí testu bylo zkoumání vlivu psychické aktivity na energetický výdej. Proband byl požádán, aby si usedl ke stolu a po dobu 10-ti minut řešil připravené úlohy z náhodně vybraného IQ testu. Cílem této fáze měření nebylo zkoumat logické dovednosti probanda, ale jeho zvýšený energetický výdej při psychické zátěži. Proto nebyly úlohy v rámci IQ testu nijak vyhodnocovány.

Poslední částí testu byla fáze vyšší fyzické aktivity při jízdě na ergometru. Ergometr použitý pro toto měření byl vyvinut společností Kettler a je v současnosti hojně využívaný pro ergometrická vyšetření. V této fázi testu byl proband usazen na již zmíněný ergometr, na kterém byl přednastavený program, který byl spuštěn automaticky po začátku jízdy. Součástí programu bylo zvyšování zátěže po 50 wattech za daný časový úsek tří minut. Program byl nastaven tak, aby zátěž, kterou proband při testu překonává, odpovídala zátěži při běžných amatérských sportovních aktivitách. Tato fáze testování probíhala jako poslední a její ukončení bylo ponecháno na probandovi. Ve chvíli, kdy pro probanda byla

jízda již příliš náročná a zátěž vysoká, byl proband poučen, že má neprodleně test ukončit. Na obr. č. 18 vidíme ukázku z měření na ergometru Kettler.

Obr. 18: Průběh měření poslední fáze měření na ergometru – vlastní tvorba

Celé měření trvalo přibližně 1,5 hodiny a bylo jen na probandovi, kdy poslední fázi měření ukončí. Proto jednotlivé délky měření nejsou pro každého probanda totožné. V následující tabulce č. 4 vidíme jednotlivé fáze měření, jejich délku a úroveň zátěže pro probanda.

Tabulka 4: Popis jednotlivých fází, úrovní zátěže a délkou měření

Fáze	Délka fáze (min)	Úroveň zátěže
Leh na podložce	15	Nízká
Sed na židli	10	Nízká
Vzpřímený postoj	5	Nízká
Chůze s nulovým převýšením	10	Střední
Chůze do schodů	10	Střední
IQ test	10	Mentální
Jízda na ergometru	Ponecháno na probandovi	Vyšší

2.4.2. Výběr probandů

Reprezentační vzorek probandů, byl vybírán především z řad studentů a zaměstnanců ČVUT. Cílem výběru bylo získat vzorek osob s koeficientem trénovanosti ve velkém spektru hodnot, respektive probandy s vysokým stupněm trénovanosti a probandy s nízkým stupněm trénovanosti. Dále bylo dbáno na věkové rozložení probandů, jejich hmotnost, výšku a profesi. Do experimentu byli zařazeni zaměstnanci a studenti škol, členové IZS a profesionální sportovci Vzhledem k účelu použití výsledků této práce, do výzkumu nebyla zařazena žádná žena.

Vylučovacími kritérii, která bránila se výzkumu účastnit, byla onemocnění respiračního a kardiovaskulárního systému, které by měly vliv na průběh testu a také na možném nebezpečí pro samotného probanda ve fázi s vyšším stupněm fyzické zátěže. Dalšími vylučovacími kritérii byly nemoci pohybového ústrojí ve smyslu zlomenin, které se staly v rozmezí několika měsíců a dále implantovaných kloubních náhrad či zpevňujících šroubů implantovaných probandovi. Pro snímání tepové frekvence a pohybové aktivity bylo dále nutné nemít v oblasti hrudníku a místech, kde se popruhy systému FlexiGuard dotýkají kůže probanda, žádná poranění, stehy, převázání obvazovým materiálem či vyrážku znemožňující bezpečné měření. Každý proband byl poučen a podepsal informovaný souhlas (Příloha č. 2C), že netrpí žádnou formou akutní respirační choroby, nemá zvýšenou teplotu a není gravidní.

Každý proband před začátkem testování dále vyplnil krátký dotazník (viz. příloha 3C) v němž byl proband tázán na jméno, příjmení, věk, výšku a váhu, zda je kuřák či nikoli a případně kolik let kouřil/í. Druhá část dotazníku se týkala jeho zdravotního stavu, především ve smyslu vylučovacích kritérií a poté jeho trénovanosti respektive otázek ohledně sportovních aktivit a zaměstnání, aby bylo možné určit jeho přibližný stupeň trénovanosti. Do tohoto projektu bylo zapojeno celkem 15 probandů. Každému probandovi bylo přiděleno originální identifikační číslo ID, aby byla zajištěna anonymita jednotlivých probandů. V následující tabulce se nachází základní informace o probandech.

Tabulka 5: Somatické parametry probandů

ID Probnada	**Věk** (léta)	**Váha** (kg)	**Výška** (cm)
01	28	83	182
02	24	65	175
03	25	95	195
04	37	108	186
05	28	71	168
06	24	92	175
07	29	94	185
08	23	68	182
09	24	71	180
10	28	90	182
11	27	78	176
12	38	84	180
13	42	100	181
14	26	75	183
15	38	75	167

Dle tabulky bylo zjištěno, že průměrný věk probanda byl 29,4±5,97 dále průměrná hmotnost 83,6±12,35 a výška 179,8±6,76.

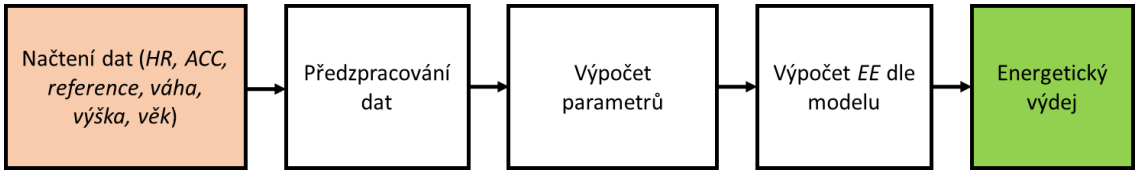
2.5. Vyhodnocení a zpracování naměřených dat

Z obou částí měření byla naměřená data vyexportována a následně zpracována a vyhodnocena. K exportu dat z referenčního systému OxyconMobile a také ze systému FlexiGuard byl použit formát *.csv*, který podporuje systém MS Excel, ve kterém byla data z obou systémů předzpracována a následně vyhodnocena v programu Matlab.

V následující kapitole je podrobně popsán vytvořený skript programu Matlab, včetně výpočetního algoritmu.

2.5.1. Výpočetní algoritmus

Výpočetní algoritmus jsem vytvořil prostřednictvím programu Matlab, ve kterém jsem data zpracoval i vyhodnotil. Na obr. č. 19 je možné vidět tento výpočetní algoritmus ve formě blokového schématu.



Obr. 19: Zjednodušené blokové schéma algoritmu výpočtu energetického výdeje – vlastní tvorba

Po načtení dat bylo mým prvním úkolem, který jsem měl vyřešit, srovnání vzorkovacích frekvencí obou systémů. Systém OxyconMobile umožňuje vzorkování referenčních dat jednou za 15 sekund. To vychází i z fyzikálního principu metody nepřímé kalorimetrie, kdy jeden nádech a výdech zabere cca. 8 sekund a proto vzorkovací frekvence je plně dostačující. Systém FlexiGuard vzorkuje s frekvencí 10 snímků za sekundu. Bylo proto nutné uzpůsobit tato data referenci. V programu Matlab jsem výpočty aritmetických průměrů získal potřebný počet dat pro porovnání s referenční metodou. Následně jsem vytvořil algoritmy pro výpočet všech modelů a také kombinované metody s váhovacím cyklem s podmínkami.

Základními vstupními daty, která byla načítána, jsou zobrazeny v následující tabulce:

Tabulka 6: Vstupní parametry potřebné pro výpočet odhadu EE pro všechny použité modely

Název	Proměnná	Jednotka
Tepová frekvence	*HR*	tepů/min
Pohybová aktivita	*kar*	counts/min
Referenční EE	*EO*	W
Hmotnost probanda	*vaha*	kg
Věk probanda	*vek*	léta
Výška probanda	*vyska*	cm
Pohlaví	*par*	muž = 1, žena = 0

Prvním modelem, který jsem vytvořil, byl model založený na porovnání maximální kyslíkové rezervy a maximální tepovou rezervou. Jedná se o druhý nejpřesnější model, který je čistě počítaný z tepové frekvence. Pro výpočet pomocí tohoto modelu bylo nutné znát vstupní parametry o probandovi, které jsou ručně dosazovány přímo do skriptu. Na obr. č. 20 vidíme, usek skriptu, ve kterém se počítá odhad energetického výdeje pro tento model.

```
klidHR =(min(sec));
maxHR = (max(sec));

klid_EE= ((9.99*vaha)+(6.25*vyska)-(4.92*vek)+(166*par)-161); % kcal/day

klid_EE=(klid_EE*4.19); % kJoule/day

klid_EE=(klid_EE/(24*60)); % kJoule/min

VOklid = (klid_EE/EEQO)*1000;
VOmax = (15*(maxHR/klidHR))*vaha;

VO2 = (((sec-klidHR)/(maxHR-klidHR))*(VOmax-VOklid)+VOklid); % ml/min

VO2 = VO2/1000;

EE = (VO2*EEQO)*1000;

EEHR = EE/60; % W
```

Obr. 20: Výhřez části skriptu z programu Matlab, ve kterém probíhá výpočet EE pomocí modelu dle S. J. Strait – vlastní tvorba

Nejprve byla zjištěna klidová tepová frekvence *klidHR* a následně maximální tepová frekvence. *maxHR*. Po výpočtu *klid_EE* klidového energetického výdeje z váhy, výšky, věku a pohlaví probadna, byl vypočítán parametr *VOklid* a *VOmax*, tedy klidová spotřeba kyslíku a maximální spotřeba kyslíku. Z porovnání dle rovnice (8.1) na straně 11 byla vyjádřena spotřeba kyslíku VO_2. Dosazením aktuální tepové frekvence, ve skriptu nazvané *HR*, se vypočítala aktuální spotřeba kyslíku, která byla následně pomocí energetického ekvivalentu kyslíku (*EEQO = 20,1 kJ/l*) přepočítána na energetický výdej *EEHR* ve wattech.

U následujícího modelu byl postup totožný s tím rozdílem, že do tohoto modelu se parametry klidové tepové frekvence *klidHRp* a maximální tepové frekvence *maxHRp* nezjišťovaly měřením nýbrž výpočtem a výsledný energetický výdej *EEHRp* je rovněž ve wattech. Jedná se o třetí nejpřesnější model. Na něj navazuje poslední z této skupiny modelů, který nevyužívá ani naměřené, ani vypočítané hodnoty, ale hodnoty získané ze statistických údajů o populaci. Jedná se o parametry hmotnosti probanda *vahak* a výšky *vyskah*. Na následujícím obr. č. 21 a č. 22 vidíme rozdíly v obou těchto modelech.

```
klidHRp =(min(sec));
maxHRp = 207 - (0.7*vek);

VOmaxp = (15*(maxHRp/klidHRp))*vaha;

VO2p = (((sec-klidHRp)/(maxHRp-klidHRp))*(VOmaxp-VOklid)+VOklid); % ml/min

VO2p = VO2p/1000;

EEp = (VO2p*EEQO)*1000;

EEHRp = EEp/60; % W
```

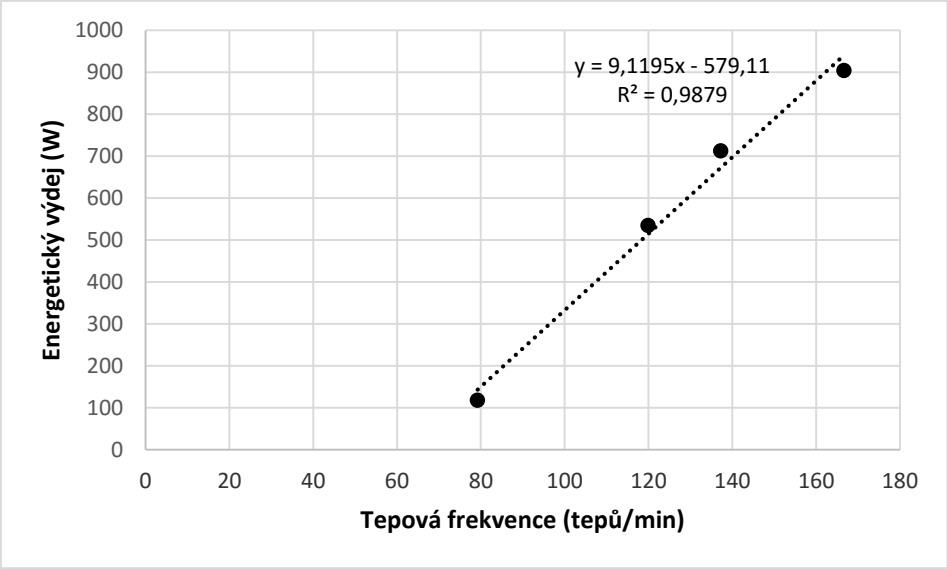
Obr. 21: Výpočet EE modelem dlee S. J. Strait s vypočítanými údaji o probandovi – vlastní tvorba

```
vahak = 82.2;|
vyskak = 179.7;
vekk = 28;
```

```
klidHRk =(min(sec));
maxHRk = 207 - (0.7*vekk);

klid_EEk= ((9.99*vahak)+(6.25*vyskak)-(4.92*vekk)+(166*1)-161); %kcal/day

klid_EEk=(klid_EEk*4.19);

klid_EEk=(klid_EEk/(24*60));

VOklidk = (klid_EEk/EEQO)*1000;
VOmaxk = (15*(maxHRk/klidHRk))*vahak;

VO2k = (((sec-klidHRk)/(maxHRk-klidHRk))*(VOmaxk-VOklidk)+VOklidk); %ml/min

VO2k = VO2k/1000;

EEk = (VO2k*EEQO)*1000;

EEHRk = EEk/60; % W
```

Obr. 22: Výpočet EE modelem dlee S. J. Strait s daty o probandovi ze statistických údajů

Nejpřesnější model, který lze aplikovat použitím pouze tepové frekvence, je zmíněný model s individuální kalibrací. Pro vytvoření kalibrační křivky, která je konstruována pomocí lineární regrese metodou nejmenších čtverců, jsem využil tabulkový procesor MS Excel. V jednotlivých fázích kalibračního měření (kapitola 2.4.1, strana 31) při vyloučení náběhových časových úseků, jsem pomocí aritmetického průměru získal hodnoty tepové frekvence a taktéž referenčního energetického výdeje a mohl zjistit funkční předpis pro výpočet odhadu energetického výdeje. V této části skriptu (obr. 22) vidíme jednu z těchto rovnic, kde vstupem je tepová frekvence *HR* a výstupem je kalibrovaný energetický výdej *EEKAL*. Na následujícím obrázku č. 23 vidíme vytvořenou kalibrační křivku za pomoci lineární regrese metodou nejmenších čtverců v tabulkovém procesoru MS Excel.

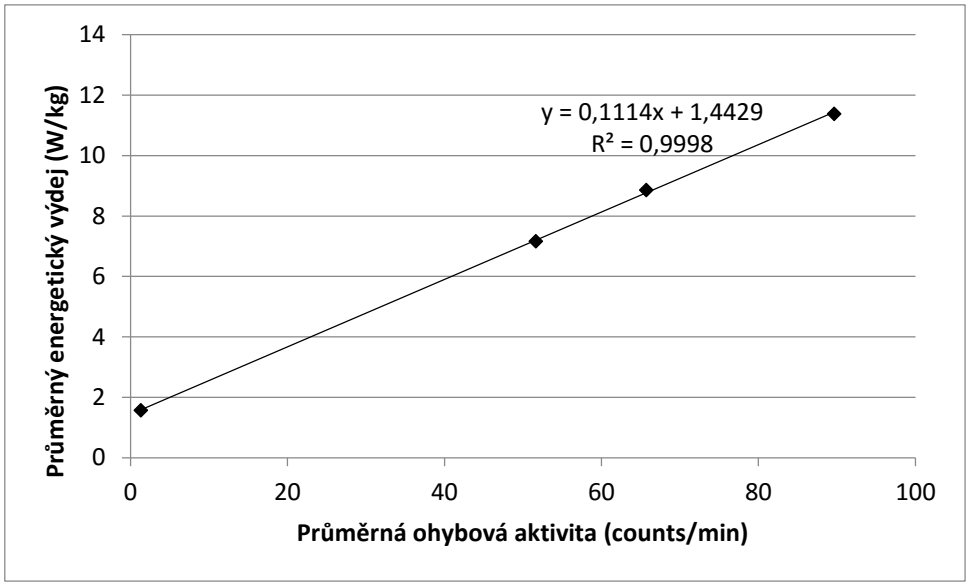


Obr. 23: Kalibrační křivka probanda č. 9 pro výpočet EE dle individuální kalibrace – vlastní tvorba

Dalším modelem, který je součástí tohoto skriptu, je model odhadu energetického výdeje z pohybové aktivity. Pro tento model bylo nutné, jako tomu bylo u tepové frekvence, upravit za pomoci aritmetického průměru počet vzorků. Pohybová aktivita byla měřena též systémem FlexiGuard a vzorkovací frekvence byla také 10 vzorků za sekundu. Z kalibračního měření je v programu MS Excel pomocí lineární regrese konstruována kalibrační křivka s funkčním předpisem.

Poslední část tohoto skriptu se zabývá kombinovanou metodou výpočtu energetického výdeje pomocí tepové frekvence a pohybové aktivity. Tento model můžeme rozdělit na dva odlišné přístupy.

První přístup využívá pro váhování kombinaci modelu odhadnutého z tepové frekvence s individuální kalibrací a modelu pohybové aktivity s individuální kalibrací. Druhý přístup používá pro váhování kombinaci modelu z tepové frekvence dle S. J. Strait a modelu výpočtu z pohybové aktivity, pro který byla z naměřených probandů sestrojena výpočetní rovnice. Tato rovnice vznikla lineární regresí metodou nejmenších čtverců mezi průměry pohybové aktivity všech probandů v jednotlivých fázích kalibračního měření a průměrů referenčně naměřeného energetického výdeje vztaženého na kilogram živé váhy ve všech fázích kalibračního měření. Tento funkční předpis je zobrazen na následujícím obr. č. 24.



Obr. 24: Závislost pohybové aktivity na energetickém výdeji při kalibračním měření

Na horizontální ose můžeme vidět průměry pohybové aktivity ve všech fázích kalibračního měření pro všechny probandy a na vertikální ose vidíme energetický výdej vztažený na jeden kilogram živé váhy.

Rovnice pro výpočet energetického výdeje z pohybové aktivity vztažené na hmotnost probanda se poté vypočítá následujícím způsobem:

$$EE_{IMA} = (0{,}1114 \cdot IMA_{tot} + 1{,}4429) \cdot m \qquad (13)$$

Kde:

EEKOM1 je energetický výdej probanda ve wattech

IMA_{tot} je Total Integral of Modulus of Accelerations v counts/min

m je htmonost probanda v kilogramech.

Rovnice pro výpočet energetického výdeje z pohybové aktivity, která již není vztažena na konkrétního probanda, ale pouze na definovanou hmotnost ze statistických údajů se poté vypočítá následujícím způsobem:

$$EEKOM3 = (0{,}1114 \cdot IMA + 1{,}4429) \cdot m_s \tag{13.1}$$

Kde:

EEKOM3 je energetický výdej ve wattech,

IMA je Total Integral of Modulus of Accelerations v counts/min a

m_s *je* hmotnost probanda dle statistických údajů (*m = 83,6* kg).

Kombinovaný model, ve kterém je obsažena složka energetického výdeje spočítané dle jednoho z modelů pro tepovou frekvenci a dále složka pro výpočet energetického výdeje dle modelů pro pohybovou aktivitu, se dle vytvořené metodiky řídí následující rovnicí:

$$EEKOM? = k_1 \cdot EE_{HR} + k_2 \cdot EE_{IMA} \tag{14}$$

Kde:

EEKOM? je váhovaný energetický výdej ve wattech,

EE_{HR} je energetický výdej vypočítaný dle některého ze samostatných modelů pro tepovou frekvenci ve wattech,

EE_{IMA} je energetický výdej vypočítaný dle samostatného modelu z pohybové aktivity ve wattech,

k_1 *a* k_2 jsou vlastní koeficienty pro míru váhování pro daný model, která je pro měřenou fázi v danou chvíli přesnější.

Za předpokladu, že platí:

$$k_1 + k_2 = 1 \tag{15}$$

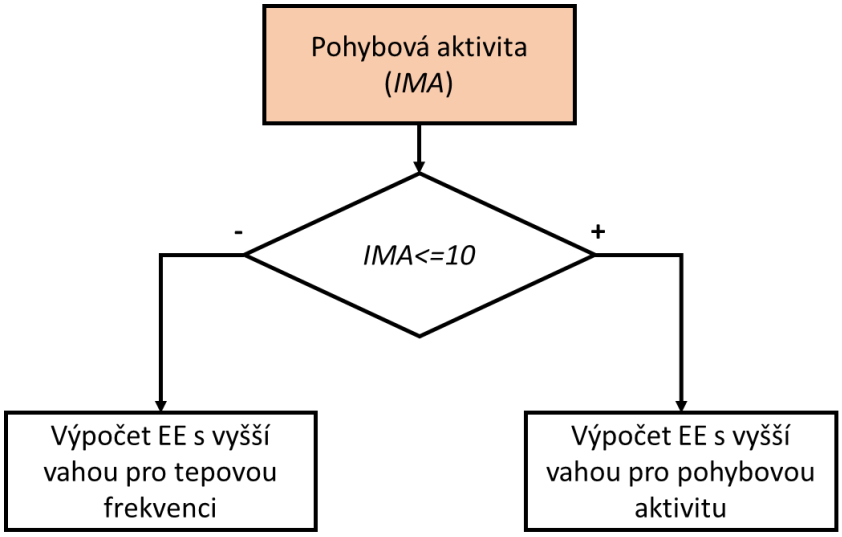
Oba výše popsané kombinační modely vyžadují určení intervalů, kde je vhodnější dát přesnější metodě větší váhu. Pro tento účel jsem vytvořil algoritmus pro zjištění vlastních koeficientů, které přidělí metodě vlastní koeficient podle toho, zda je v daném úseku přesnější či nikoli.

Na obr. č. 25 vidíme koeficienty *k1 a k2*, které jsou na začátku nastavené na hodnoty 0 a 1. Dále vidíme for-cyklus v jehož těle probíhá změna koeficientu *k1* a *k2* s každou iterací o 0,1 a dále výpočet energetického výdeje *EEKOM?* podle právě platných vlastních koeficientů. Cyklus je nastaven tak, aby do grafu, ve kterém je zobrazen průběh referenční metody, byly zaznamenány průběhy každé křivky při každé iteraci. Poté v místě, kde je nejpřesnější shoda (překryv) reference s vypočteným průběhem křivky, jsou zvoleny dané vlastní koeficienty jako platné pro danou fázi.

```
figure
plot (cas(:), EO(:));
hold on
k1 = 0;
k2 = 1;
w = waitforbuttonpress;

for j=1:10
    w = waitforbuttonpress;
    k1=k1+0.1;
    k2=k2-0.1;
    EEKOM = (EEACC*k1)+(EEKAL*k2); % W
    plot (cas(:), EEKOM (:));
    hold on
    w=1;
end
```

Obr. 25: Váhovací algoritmus pro výpočet EE kombinací obou metod – vlastní tvorba

Aby kombinace obou metod pracovala automaticky a nebylo nutné dbát na pořadí jednotlivých fází, vytvořil jsem další for-cyklus, který má za úkol dle zadaných podmínek, reprezentovaných funkcí *if* počítat energetické výdeje *EEKOM* podle podmínek. Na následujícím blokovém schématu můžeme vidět podmínku, kdy bude při výpočtu dbáno na váhu dané metody v souladu s přesností. Hodnota *IMA* <=10 vychází z předpokladu, že při nízkých zátěžích, tedy v klidu, se hodnoty *IMA* pohybují do 10 counts/min a energetický výdej je počítán s větší vahou pro pohybovou aktivitu. Při překročení této podmínky dostane větší váhu výpočet z tepové frekvence.



Obr. 26: Podmínka pro rozhodnutí váhy pro danou metodu – vlastní tvorba

Závěrem této kapitoly je důležité zmínit všechny důležité výstupy, které z tohoto skriptu získávám, a které jsou podstatné pro následující statistické vyhodnocení.

Tabulka 7: Výstupní veličiny, které jsou součástí skriptu pro výpočet EE

Veličina	Proměnná	Jednotka
Referenční EE	*EO*	W
EE vypočítaný dle individuální kalibrace (I.)	*EEKAL*	W
EE dle změřených údajů (II.)	*EEHR*	W
EE dle vypočítaných údajů (III.)	*EEHRp*	W
EE dle statistických údajů (IV.)	*EEHRk*	W
EE dle pohybové aktivity	*EEACC*	W
EE dle kombinovaného modelu z tepové frekvence a pohybové aktivity pro kalibrované modely	*EEKOM*	W
EE dle kombinovaného modelu dle S.J.Strait z naměřených údajů o probandovi a pohybové aktivity (II.)	*EEKOM1*	W
EE dle kombinovaného modelu dle S.J.Strait z vypočítaných údajů o probandovi a pohybové aktivity (III.)	*EEKOM2*	W
EE dle kombinovaného dle S.J.Strait z dat ze statistických údajů a pohybové aktivity (IV.)	*EEKOM3*	W

2.5.2. Statistické nástroje

Interpretace výsledků byla provedena statistickým vyhodnocením v programu Matlab, Excel a medicínským statistickým nástrojem MedCal.

Jak je zobrazeno v tabulce č. 7, strana 46, bylo pro výpočet energetického výdeje u každého probanda použito několik modelů. Každá metoda by měla být srovnána a statisticky vyhodnocena vzhledem k metodě referenční za účelem rozlišení přesnosti jednotlivých modelů. Data jednotlivých probandů byla předzpracována rozdělením měření do jednotlivých fází zátěže a následně vypočítán aritmetický průměr z každé fáze pro všechny modely. Následně bylo třeba určit, zda tento výběrový vzorek má normální rozdělení a lze pro jeho vyhodnocení použít párový T-test.

Test normality

Předzpracovaná data od všech probandů rozdělených do jednotlivých fází podle zátěže byly podrobeny testu normality, aby byla zajištěna proveditelnost následujícího párového T-testu. K testování normality byl použit Kolmogorovův-Smirnovův test. Na rozdíl od ostatních testů jako je například χ^2-test dobré schody, pracuje tento test s naměřenými hodnotami, nikoli s četnostmi po rozdělení do tříd. Z toho důvodu je možné tento test využít i případě menšího statistického výběru.[23] To je výhodné pro můj výběrový vzorek, který čítá 15 probandů.

Párový T-test

Párový T-test patří do rodiny parametrických testů, které jsou základem statistického vyhodnocování dat. Pro použití T-testu je nutné dodržet základní podmínku, tou je podmínka normálního rozdělení obou sledovaných výběrů. Párový T-test slouží k porovnávání dvou navzájem závislých veličin. Jeho nulovou hypotézou je rovnost střední hodnoty u obou sledovaných výběrů, tedy, aby jejich diference byla nulová.

Nulová hypotéza pro mnou testované veličiny zní:

H0: Střední hodnoty metody referenční a metody testované se neliší, tedy $\mu = 0$.

H1: Střední hodnoty metody referenční a metody testované se liší, tedy $\mu \neq 0$.

K vyhodnocení využiji medicínský statistický nástroj MedCal. Výsledkem T-testu je poté hodnota *p*, která je definována, jako nejmenší možná hladina významnosti, při které

nemůžeme zamítnout nulovou hypotézu. Jednodušeji řečeno, pokud zvolíme hladinu významnosti $\alpha = 0{,}05$ a výsledkem statistického testu je hodnota $p <$ než zvolená α, poté můžeme zamítnout H0 a platí alternativní hypotéza H1. Pokud je však hodnota $p>$ než zvolená α, poté H0 zamítnout nemůžeme. Nezamítnutí H0 v mém případě znamená, že obě sledované metody mají střední hodnoty rovny nule a jsou srovnatelné, případně téměř srovnatelné. S tím se pojí i velikost hodnoty p, čím bude hodnota p vyšší, tedy vzdálenější od zvolené hladiny významnosti α, tím jsou metody srovnatelnější.[23]

Bland-Altman graf

Bland-Altmanův graf je jedním z nástrojů, který je velmi významně doplňujícím statistickým nástrojem v medicíně, biologii či biochemii. Tento graf interpretuje validitu dvou srovnávaných metod, při nichž je měřena jedna a ta samá veličina. Na horizontální osu x se vynáší průměry obou metod z jednotlivých měření a na vertikální osu y se vynáší jejich diference. Součástí grafu je též křivka průměrné diference, která nám může dát povědomí o tzv. offsetu, neboli systematické chybě měření, která je dána vzdáleností křivky průměru diference od počátku. Součástí grafu jsou dále dvě přímky, které vyznačují ±1,96 SD (diference směrodatné odchylky). Body, které se nacházejí mimo vnitřek vzniklý z těchto přímek, jsou hodnoty extrémní a bývají statisticky nevýznamné a pocházejí většinou z chybného měření.

3. Výsledky

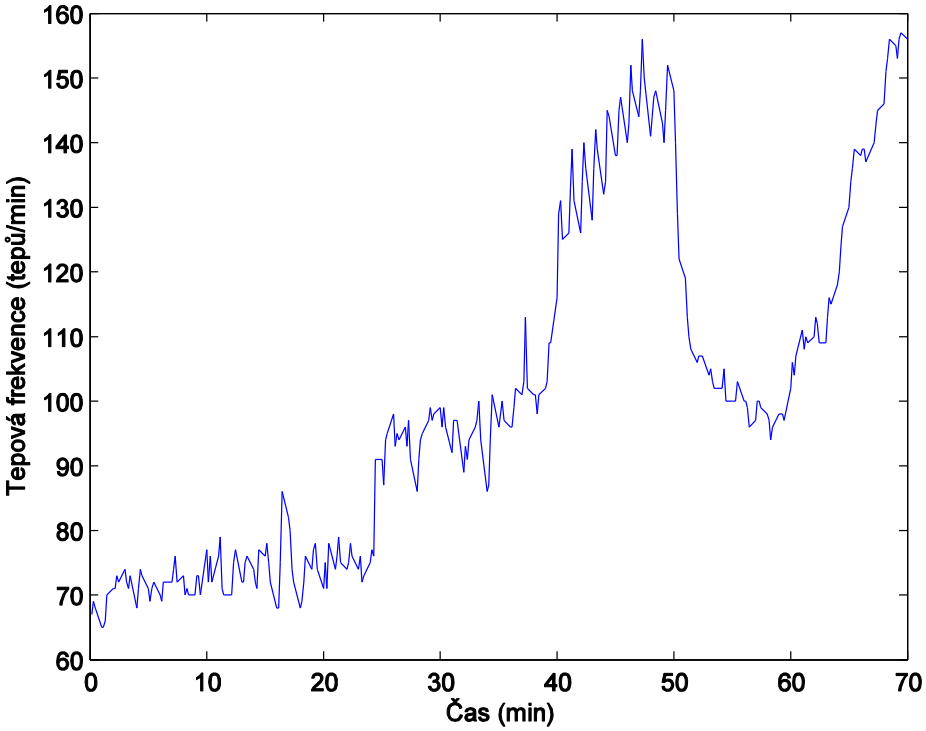
V této kapitole jsou představeny výsledky měření. Podkapitoly jsem se rozhodl rozdělit dle jednotlivých modelů odhadu energetického výdeje vždy ve srovnání s referenční metodou a dále na jednotlivé fáze dle fyzické zátěže. Závěr kapitoly je věnován souhrnným výsledkům a kombinované metodě odhadu energetického výdeje z tepové frekvence a pohybové aktivity.

Každá podkapitola obsahuje předpoklad přesnosti daného modelu vůči referenci, dále výsledky měření v grafické i číselné podobě z jednotlivých fází pro vybrané probandy (ostatní součástí přílohy) a v neposlední řadě výsledek T-testu pro daný model a pro dále kombinované modely i Bland-Altmanův graf pro vybranou fázi (ostatní součástí přílohy a CD). V následující tabulce č. 8 můžeme vidět, jak jsou jednotlivé metody v grafech barevně rozlišeny včetně jejich zkratek pro snazší orientaci. Modely jsou seřazeny dle předpokládané přesnosti.

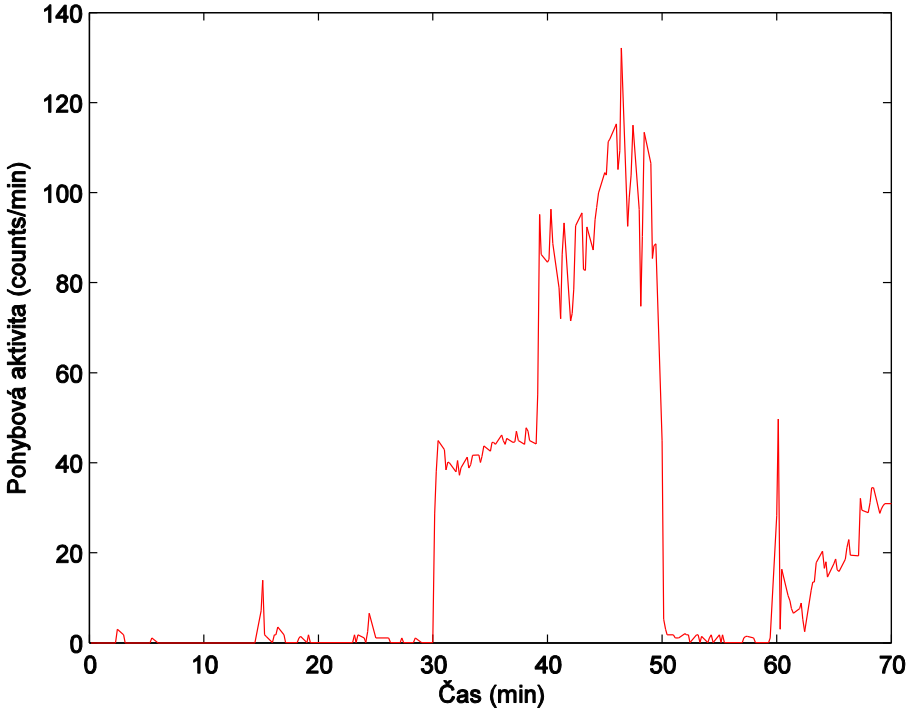
Tabulka 8: Tabulka jednotlivých modelů

Veličina	Proměnná	Jednotka	Barva
Referenční EE	*EO*	Watt	
EE vypočítaný dle individuální kalibrace (I.)	*EEKAL*	Watt	
EE dle změřených údajů (II.)	*EEHR*	Watt	
EE dle vypočítaných údajů (III.)	*EEHRp*	Watt	
EE dle statistických údajů (IV.)	*EEHRk*	Watt	
EE dle pohybové aktivity	*EEACC*	Watt	
EE dle kombinace tep. Frekvence a poh. akt.	*EEKOM*	Watt	

Všechny zde uvedené modely jsou založeny na dvou snímaných parametrech. A to na měření tepové frekvence (*HR*) a pohybové aktivity (*ACC*). V následujících grafech můžeme vidět u vybraného probanda průběh tepové frekvence a pohybové aktivity při měření. Na horizontální ose se nachází čas v minutách a na vertikální ose tepová frekvence v tep/min, případně pohybová aktivita v counts/min.



Obr. 27 Průběh měření tepové frekvence u vybraného probanda – vlastní tvorba

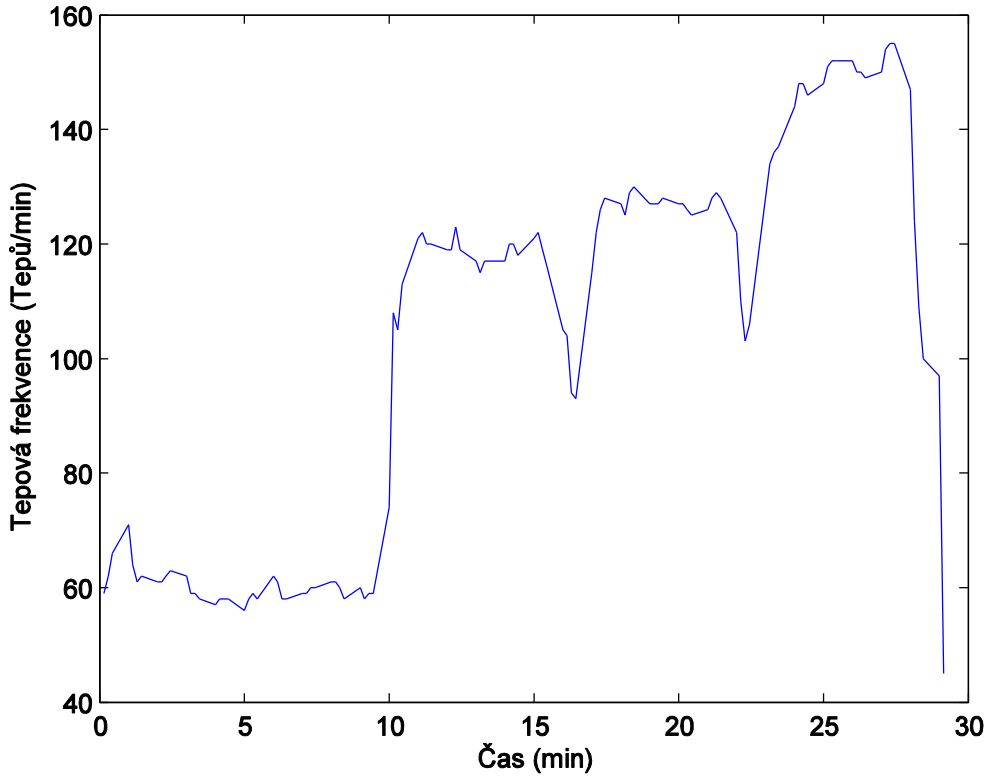


Obr. 28 Průběh měření pohybové aktivity u vybraného probanda – vlastní tvorba

Z obrázků je velmi jasně vidět, kdy byl proband v klidu a kdy vykonával nějakou formu zátěže či pohybové aktivity.

3.1. Model odhadu EE z tepové frekvence s individuální kalibrací

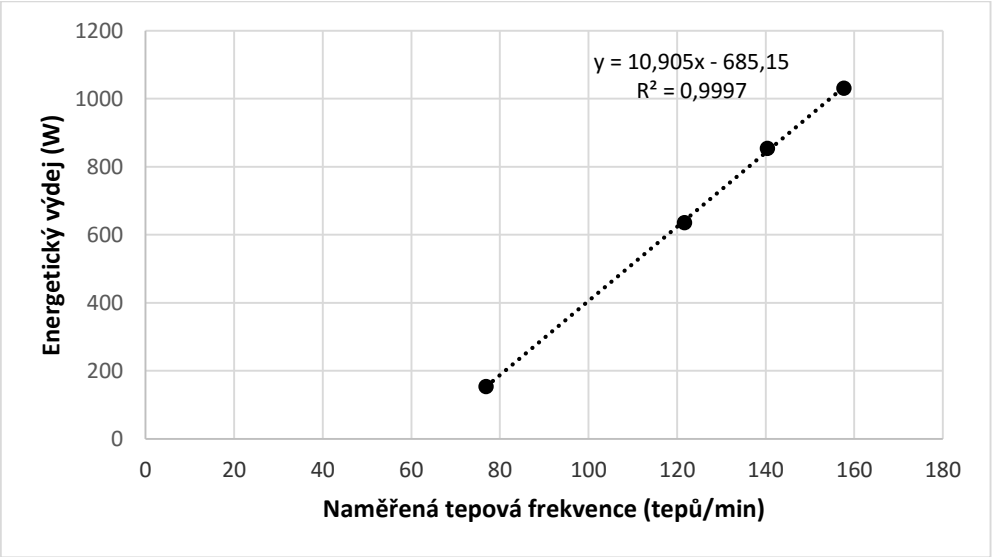
Tento model by měl být dle teorie nejpřesnější ve srovnání s metodou referenční. Pro zjištění vztahu mezi energetických výdejem a tepovou frekvencí bylo nutné provést kalibrační měření. Všichni probandi absolvovali kalibrační měření tímto způsobem. Na následujícím obr. č. 29 můžeme vidět průběh tepové frekvence u vybraného probanda. Můžeme vidět fázi klidu v prvních 10-ti minutách a poté tři pětiminutové bloky stupňovaného Step-testu.



Obr. 29 Průběh tepové frekvence u probanda ID 1 při kalibračním měření

Z takto realizovaných kalibračních měření byly sestrojeny kalibrační křivky individuální pro každého jedince zvlášť. Na následujícím obr. č. 30 můžeme vidět sestrojenou

kalibrační křivkou pomocí lineární regrese metodou nejmenších čtverců pro získání kalibrační rovnice, která je vztahem mezi energetickým výdejem a tepovou frekvencí.



Obr. 30: Kalibrační křivka probanda č. 6 pro výpočet EE pomocí modelu s individuální kalibrací – vlastní tvorba

Na horizontální ose je vynesena tepová frekvence zprůměrovaná aritmetickým průměrem v jednotlivých fázích při kalibračním měření. Na vertikální ose je zprůměrovaný energetický výdej měřený referenční metodou při vykonávaném kalibračním měření. Z grafu je patrné, že obě veličiny mají vůči sobě téměř lineární závislost.

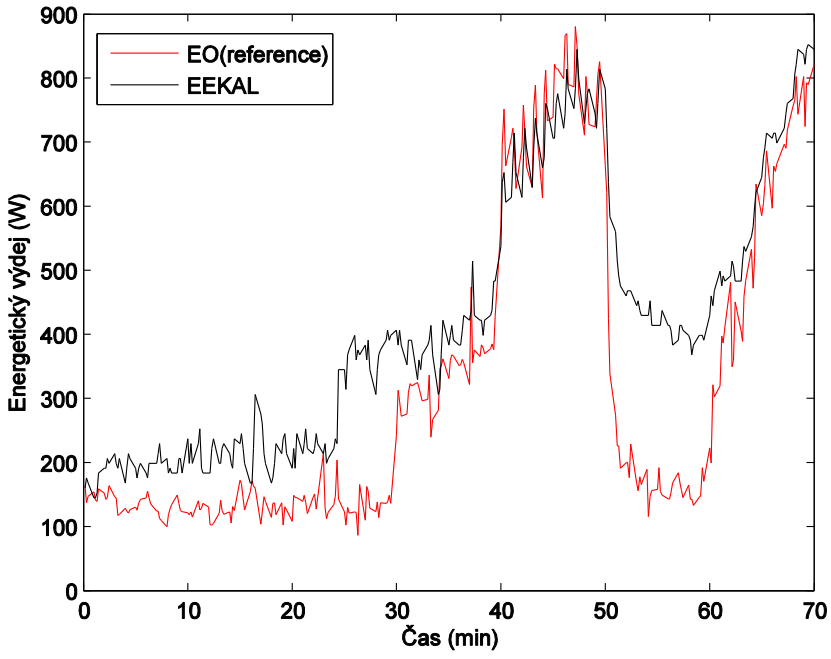
Výsledky kalibračních měření pro všechny probandy jsou shrnuty v následující tabulce č. 9. V tabulce vidíme identifikační číslo probanda (ID) a dále funkční předpis kalibrační rovnice pro výpočet odhadu energetického výdeje z tepové frekvence.

Tabulka 9: Kalibrační rovnice pro všechny probandy získané pro výpočet EE z tepové frekvence

ID	Výpočet EE z tepové frekvence
1	$EEKAL = 9{,}9189 \cdot HR - 471{,}67$
2	$EEKAL = 7{,}457 \cdot HR - 525{,}03$
3	$EEKAL = 10{,}856 \cdot HR - 552{,}59$
4	$EEKAL = 11{,}665 \cdot HR - 732{,}43$
5	$EEKAL = 7{,}952 \cdot HR - 285{,}71$
6	$EEKAL = 7{,}693 \cdot HR - 355{,}30$

ID	Výpočet EE z tepové frekvence
7	$EEKAL = 10{,}905 \cdot HR - 685{,}15$
8	$EEKAL = 6{,}6494 \cdot HR - 479{,}64$
9	$EEKAL = 9{,}1195 \cdot HR - 579{,}11$
10	$EEKAL = 9{,}9254 \cdot HR - 63{,}31$
11	$EEKAL = 9{,}5645 \cdot HR - 448{,}77$
12	$EEKAL = 10{,}355 \cdot HR - 478{,}74$
13	$EEKAL = 8{,}538 \cdot HR - 482{,}78$
14	$EEKAL = 8{,}608 \cdot HR - 503{,}34$
15	$EEKAL = 9{,}901 \cdot HR - 583{,}25$

Pomocí těchto rovnic byl vypočítán energetický výdej z tepové frekvence pro všechny probandy a srovnán s referenční metodou. Na následujícím obr. č. 31 vidíme průběh měření u vybraného probanda, kde červená křivka zobrazuje referenční metodu (*EO*) a černá křivka metodu s individuální kalibrací pro konkrétního probanda (*EEKAL*).

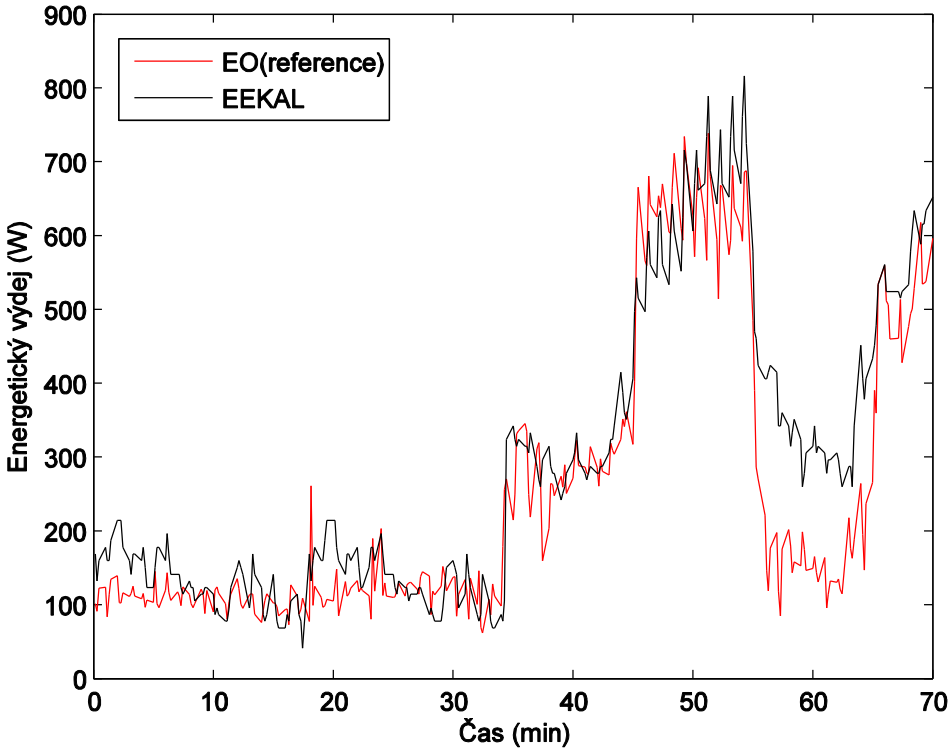


Obr. 31: Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu s individuální kalibrací (EEKAL) ve srovnání s referenční metodou (EO) u probanda s ID 6 – vlastní tvorba

Z obrázku je patrné, že při nižších zátěžích model není příliš přesný oproti vyšší zátěži například mezi 40 a 50 minutou. Tím se potvrzuje předpoklad odborných studií, že odhad energetického výdeje z tepové frekvence je vhodný využívat pro střední a vyšší zátěže. Nicméně přesnost tohoto modelu v klidové fázi je dostačující díky tomu, že součástí kalibračního měření byla i klidová fáze.

Ve fázi mezi 50 a 60 minutou, kdy se psal IQ test není tento model dostačující. Jedním z důvodů je, že tato fáze následovala ihned po fázi chození do schodů a organismus se nestihl za tak krátký čas uklidnit a tepová frekvence vrátit na klidovou hladinu. Z mírnějšího poklesu průběhu energetického výdeje *EEKAL* oproti referenční metodě v této fázi můžeme předpokládat, že kdyby měl proband delší dobu na uklidnění, tedy doba pro vyplnění IQ testu by byla delší, energetický výdej *EEKAL* měřený z tepové frekvence by se přiblížil více k referenčnímu průběhu.

Na následujícím obr č. 32 můžeme vidět ještě jeden průběh měření energetického výdeje pro jiného probanda.



Obr. 32 Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu s individuální kalibrací (EEKAL) ve srovnání s referenční metodou (EO) u probanda s ID 9 – vlastní tvorba

V porovnání s předchozím průběhem si můžeme povšimnout, že obě křivky mají od referenční metody obdobnou diferenci. Tato diference je základem pro určení přesnosti dané metody od metody referenční. Grafy ostatních probandů jsou součástí přílohy na CD. U některých probandů byla diference v klidových fázích (od 0 do 30 minut) větší. Tento jev je možné vysvětlit tak, že při kalibračním měření měli tito konkrétní probandi v klidové fázi vyšší tepovou frekvenci než při vlastním měření energetického výdeje. Proto tento model již nedokáže při nižší tepové frekvenci než je klidová tepová frekvence při kalibraci správně vyhodnocovat.

Aby mohla být zjištěna přesnost tohoto modelu vůči metodě referenční, byl průběh měření rozdělen na jednotlivé fáze (kapitola 2.4.1, strana 35, tabulka č. 4) a v každé fázi proveden test normality a následně párový T-test. Test normality byl proveden pro všechny fáze a bylo prokázáno, že rozdělení ve všech fázích je normální.

V následující tabulce č. 10 vidíme výsledky jednotlivých T-testů pro dané fáze s nastavenou hladinou významnosti $\alpha = 0{,}05$ a dále směrodatné odchylky a současně relativní chyby metody pro jednotlivé fáze vůči referenci.

Tabulka 10: Výsledky statistického hodnocení modelu s individuální kalibrací

Fáze	**Hodnota *p***	**Relativní chyba (%)**
Leh	0,0778	26,09
Sed	0,0574	41,39
Vztyk	0,0002	69,38
Chůze	0,7906	1,23
Schody	0,1258	5,96
IQ	< 0,0001	83,6
Ergometr	0,0702	6,88

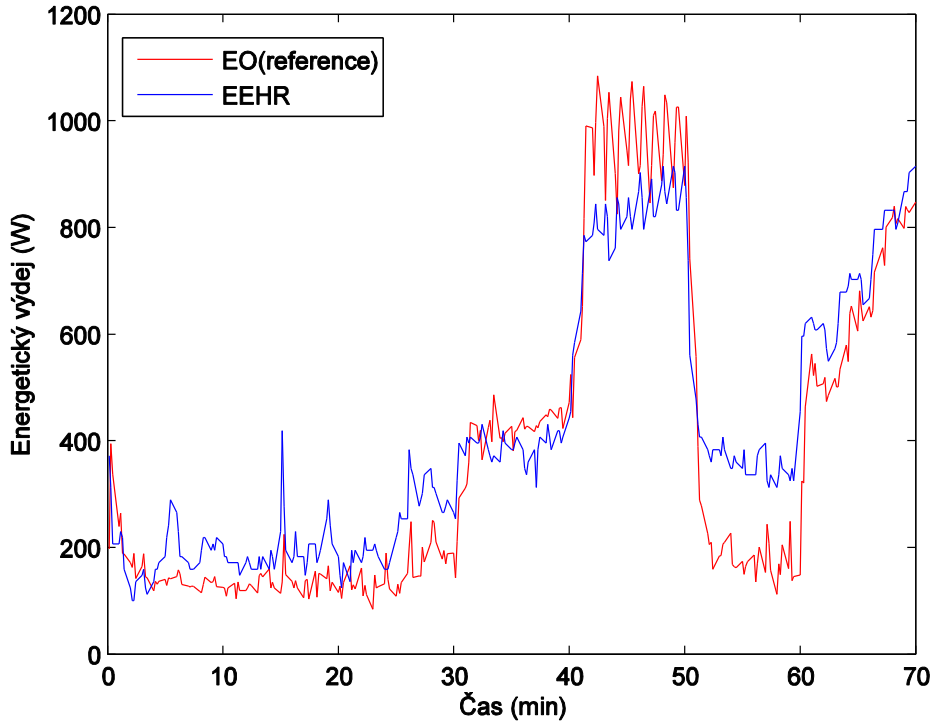
Z výsledků T-testů je patrné, že tato metoda na hladině významnosti 0,05 dostačuje v pěti ze sedmi fází a to u některých výsledků téměř na hladině významnosti. To vede k nutnosti využití některé kombinované metody, která je součástí dalších výsledků.

3.2. Model odhadu EE z tepové frekvence dle maximální tepové a kyslíkové rezervy

Tento model je především závislý na vstupních parametrech probanda, které do něj před výpočtem vložíme. Modelu díky tomu můžeme snižovat přesnost tím, že některé údaje nezměříme na probandovi experimentálně, ale odhadneme je výpočtem nebo nalezneme ve statistických záznamech o populaci. Takovýmto způsobem získáme další dva modely lišící se svou přesností. Tato podkapitola se zabývá výsledky těchto tří modelů, které vycházejí z metody výpočtu energetického výdeje, dle S. J. Strait [8] (kapitola 1.2.4, strana 11).

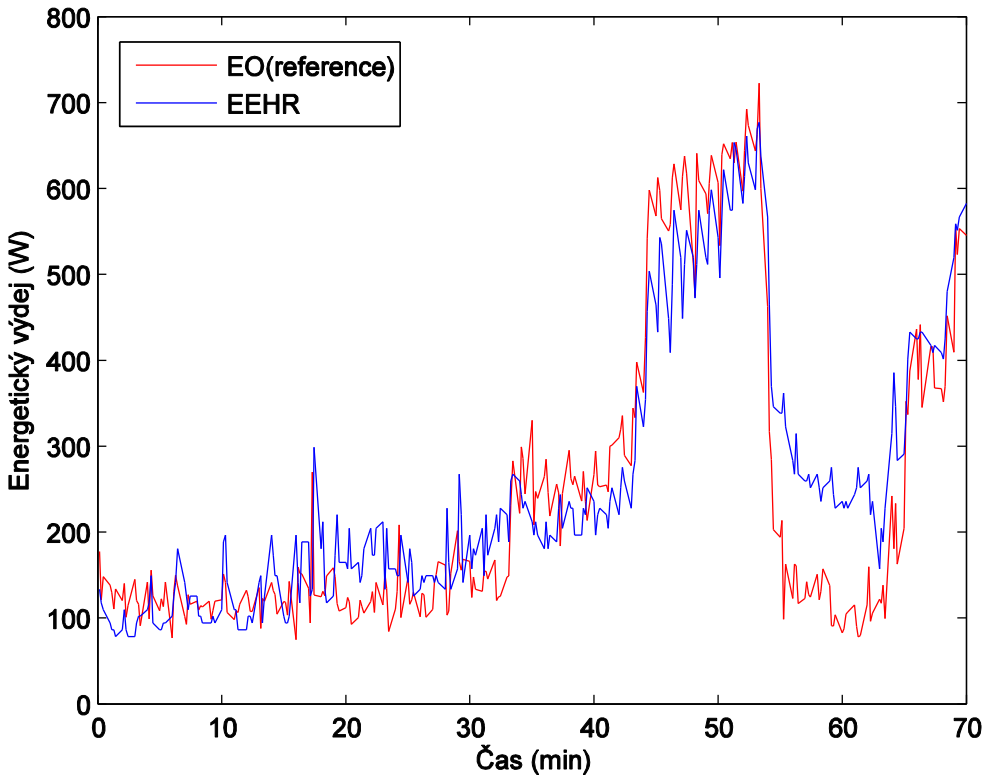
Model odhadu EE dle S. J. Strait z naměřených údajů o probandovi

Na následujícím obr. č. 33 vidíme průběh měření energetického výdeje u vybraného probanda. Modrý průběh značí energetický výdej vypočítaný dle druhého nejpřesnějšího modelu (*EEHR*), tedy modelu, který vychází z maximální tepové a kyslíkové rezervy dle Strait a vstupní parametry byly u probanda experimentálně zjištěny. Jednalo se o výšku, věk, hmotnost, klidovou tepovou frekvenci a maximální tepovou frekvenci.



Obr. 33: Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu S. J. Strait (EEHR) ve srovnání s referenční metodou (EO) u probanda s ID 7 – vlastní tvorba¨

Jak můžeme vidět na obr. č. 33 tak diference mezi oběma metodami jsou větší, než tomu bylo u modelu s individuální kalibrací. Při vyšší zátěži, tedy při chůzi do schodů (40 až 50 min.), se obě křivky rozcházejí významně. Naopak tento model lépe reaguje na klidovou fázi při vyplňování IQ testu mezi 50 až 60 minutou. To vychází z podstaty tohoto modelu. Jedná se o porovnávání maximální tepové a kyslíkové rezervy. Pro výpočet těchto dvou parametrů je nutné zjištění minimální a maximální tepové frekvence a dále také klidového energetického výdeje, který je odhadován na základě výšky, hmotnosti a věku probanda. Především skutečnost, že klidová tepová frekvence byla zjištěna během samotného testu, dává modelu větší variabilitu a robustnost vůči okamžitým změnám a model si s nimi umí lépe poradit než předchozí model s individuální kalibrací. Pro ilustraci výsledků, je na následujícím obr. č. 34 zobrazen ještě jeden průběh měření od odlišného probanda.



Obr. 34: Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu S. J. Strait (EEHR) ve srovnání s referenční metodou (EO) u probanda s ID 15 – vlastní tvorba¨

Jak tomu bylo u předchozího modelu, tak i hodnoty získané od probandů tímto modelem, byly podrobeny po zpracování testu normality ve všech fázích měření a následně

vypočítán párový T-test. Výsledky párového T- testu jsou shrnuty na následující tabulce č. 11.

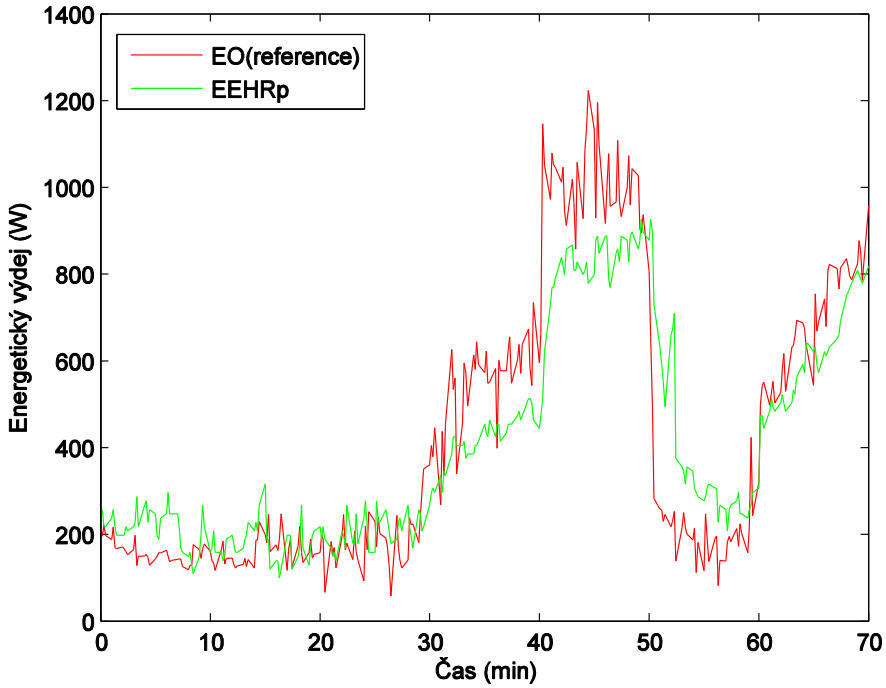
Tabulka 11: Výsledky statistického hodnocení modelu dle S.J.Strait

Fáze	**Hodnota *p***	**Relativní chyba (%)**
Leh	0,0064	27,96
Sed	0,0001	46,62
Vztyk	0,0003	82,16
Chůze	0,1793	9,05
Schody	0,6842	1,62
IQ	< 0,0001	94,41
Ergometr	0,0102	10,50

Z výsledků vyplývá, že tato metoda je využitelná ve dvou ze sedmi různých fázích zátěže. Jako u předchozího modelu, tento výsledek naznačuje, nutnost využití kombinované metody pro stanovení energetického výdeje.

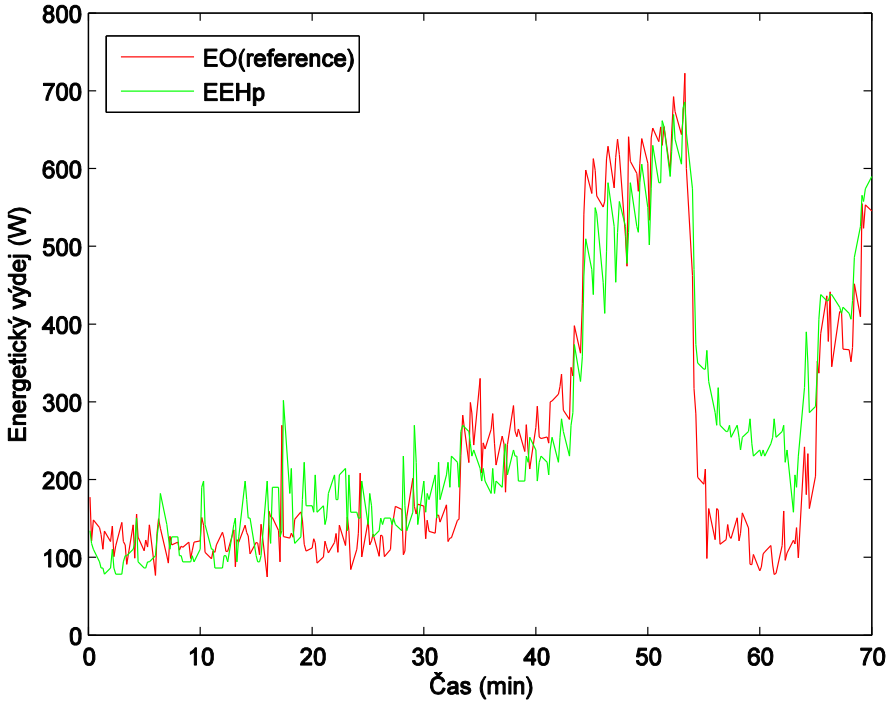
Model odhadu EE dle S. J. Strait z vypočítaných vstupních dat probanda

Následující část této kapitoly se zabývá méně přesným odhadem energetického výdeje z tepové frekvence. Rozdíl oproti předchozímu modelu je pouze v získání vstupních parametrů o probandovi. Tento model řadím jako třetí nejpřesnější, protože data o probandovi byla odhadnuta, případně vypočítána ze známých vztahů. Na následujícím obr č. 35 vidíme průběh měření u probanda s ID číslem 3



Obr. 35: Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu S. J. Strait (EEHRp) s údaji o probandovi vypočítanými dle vztahů ve srovnání s referenční metodou (EO) – vlastní tvorba

Obr. č. 35 představuje model s třetí nejlepší přesností. Vidíme, že ve fázi úplného klidu (0 až 15 minuta) je diference mezi referencí a modelem vyšší než ve fázi sedu a stoje (15 až 30 minuta). Taktéž pro tento model předkládám na srovnání ještě jeden průběh energetického výdeje na obr. č. 36



Obr. 36: Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu S. J. Strait (EEHRp) s údaji o probandovi vypočítanými dle vztahů ve srovnání s referenční metodou (EO), (ID:15) – vlastní tvorba

Jak tomu bylo u předchozího modelu, tak i hodnoty získané od probandů tímto modelem, byly podrobeny po zpracování testu normality ve všech fázích měření a následně vypočítán párový T-test. Výsledky párového T- testu jsou shrnuty na následující tabulce č. 12.

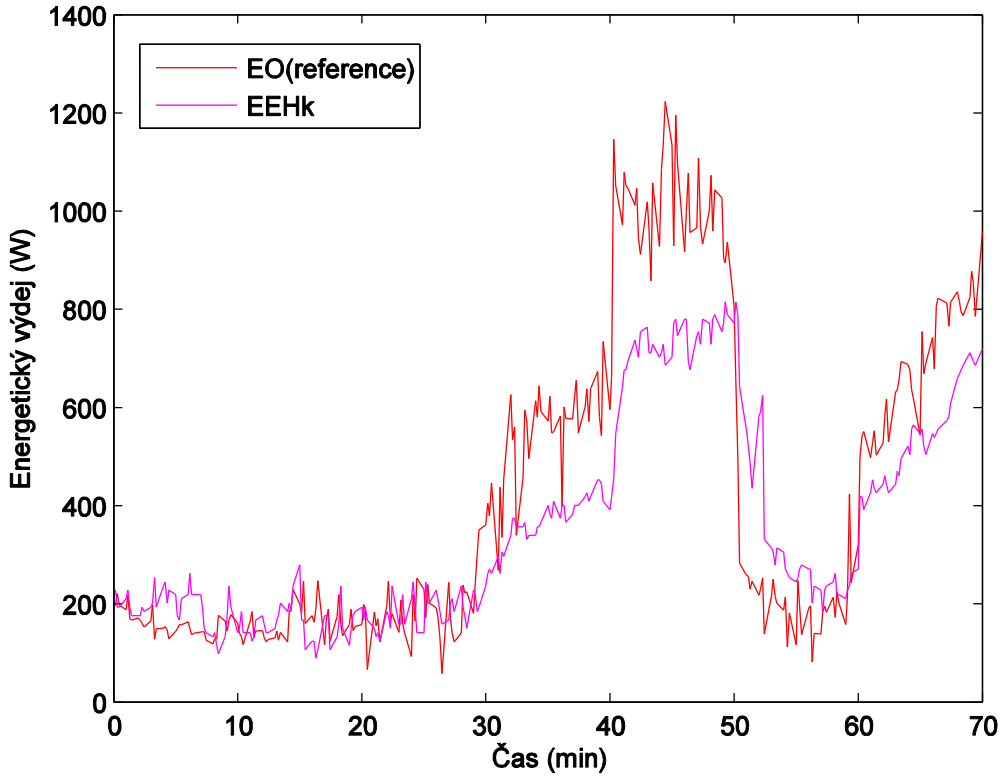
Tabulka 12: Výsledky statistického hodnocení modelu s vypočítanými parametry probanda

Fáze	**Hodnota *p***	**Relativní chyba (%)**
Leh	0,0051	39,39
Sed	0,0005	57,84
Vztyk	0,0004	92,59
Chůze	0,1268	13,46
Schody	0,4813	3,36
IQ	< 0,0001	101,69
Ergometr	0,0157	13,14

Tento model, tak jako předchozí odpovídá dle spočítaných testů ve dvou fázích ze sedmi. Výsledek je tedy obdobný jako u přechozího modelu.

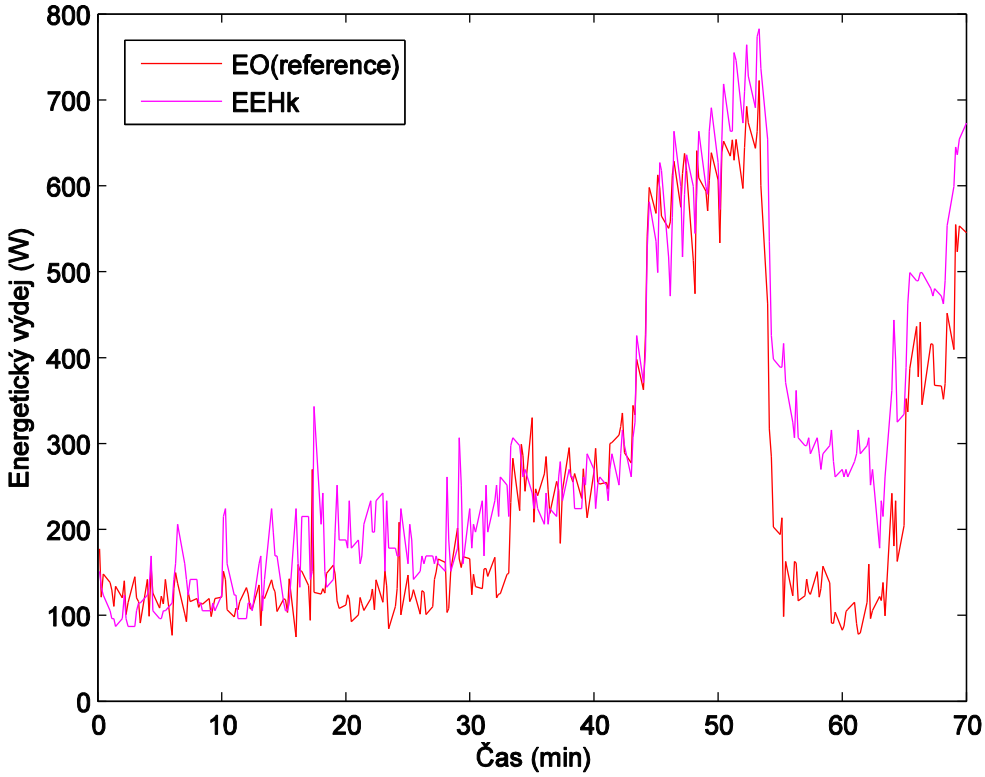
Model odhadu EE dle S. J. Strait vypočítaný z dat zjištěných ze statistických údajů

Poslední model, který je počítán čistě z tepové frekvence, je model s nejmenší předpokládanou přesností. Jedná se opět o model počítaný dle S. J. Strait s tím rozdílem, že data o probandovi byla brána ze statistických údajů vztažených na věk jedince. Na následujícím obr. č. 37 můžeme vidět průběh energetického výdeje u tohoto modelu ve srovnání s referenční metodou u probanda s ID číslo 3.



Obr. 37: Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu S. J. Strait (EEHRp) s daty o probandovi zjištěnými ze statistických údajů ve srovnání s referenční metodou (EO), (ID:3) – vlastní tvorba

Z obr. č. 37 je patrné, že daný model značně podhodnocuje energetický výdej při střední a vyšší zátěži, tedy mezi 30 až 50 minutou. Jedná se o nejméně přesný model z modelů, které využívají k výpočtu tepovou frekvenci. Pro srovnání nabízím ještě jeden průběh tohoto modelu pro probanda s ID číslo 15. Ostatní probandi jsou k nahlédnutí v příloze a na CD.



Obr. 38: : Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu S. J. Strait (EEHRp) s daty o probandovi zjištěnými ze statistických údajů ve srovnání s referenční metodou (EO), (ID:15) – vlastní tvorba

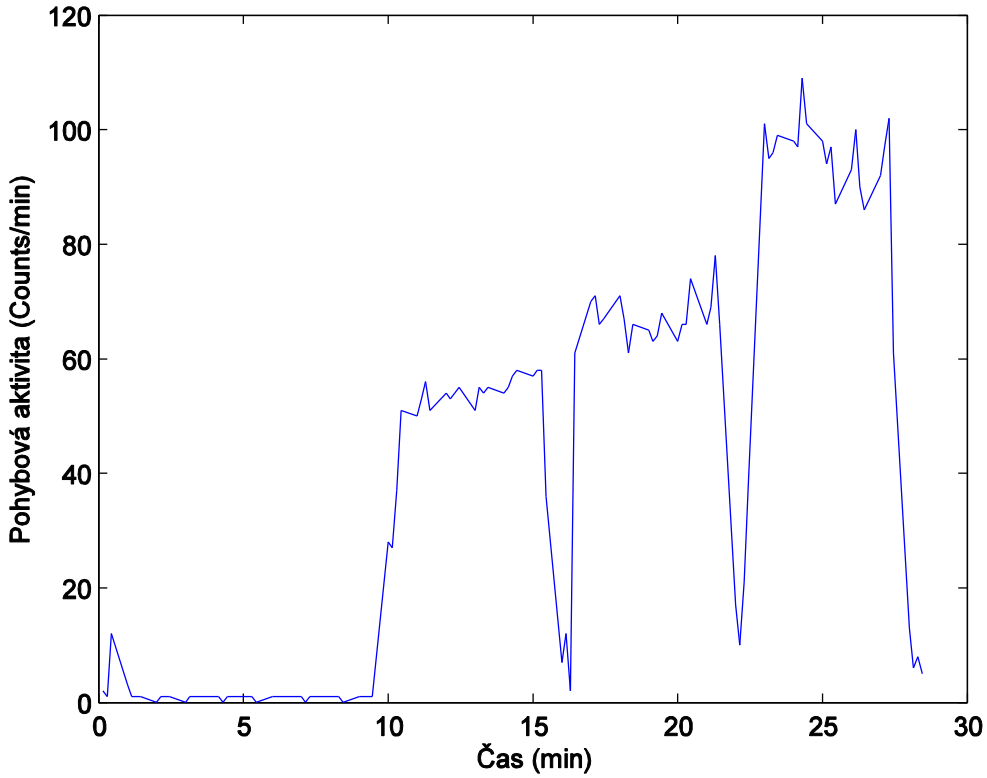
I u tohoto modelu byly hodnoty získané od probandů tímto modelem, byly podrobeny po zpracování testu normality ve všech fázích měření a následně vypočítán párový T-test. Výsledky párového T- testu jsou shrnuty na následující tabulce č. 13.

Tabulka 13 Výsledky statistického hodnocení modelu s hodnotami získanými ze statistických údajů

Fáze	Hodnota *p*	Relativní chyba (%)
Leh	0,0305	26,25
Sed	0,0017	44,06
Vztyk	0,0008	75,75
Chůze	0,5622	5,19
Schody	0,7044	-2,34
IQ	< 0,0001	90,13
Ergometr	0,2071	7,10

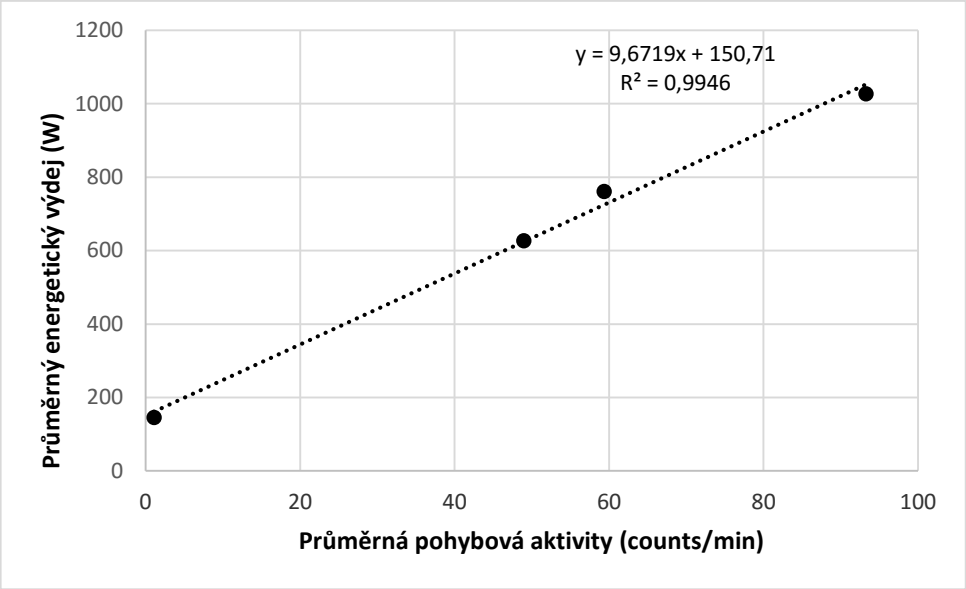
3.3. Model odhadu EE z pohybové aktivity

Tato podkapitola se zabývá výsledky modelu odhadu energetického výdeje z vypočítaného z pohybové aktivity jedince. Tento model je v mnohém podobný modelu, který pro výpočet vyžadoval individuální kalibraci. I tento model vyžaduje individuální přístup ke každému probandovi a sestrojení kalibrační křivky z dat nasbíraných během kalibrace. Kalibrační měření pro tento model probíhalo současně s kalibrací pro model tepové frekvence. Na následujícím obr. č. 39 vidíme pohybovou aktivitu naměřenou během kalibračního měření na probandu s ID číslo 1.



Obr. 39: Průběh pohybové aktivity u probanda s ID číslo 1 při kalibračním měření

Z takto naměřených dat byla sestrojena kalibrační křivka pro každého jedince zvlášť. Na následujícím obr. 40 je zobrazena kalibrační křivka pro probanda s ID číslo 1.



Obr. 40: Kalibrační křivka probanda č. 1 pro výpočet EE z pohybové aktivity – vlastní tvorba

Na horizontální ose je vynesena pohybová aktivita zprůměrovaná aritmetickým průměrem v jednotlivých fázích při kalibračním měření. Na vertikální ose je zprůměrovaný energetický výdej měřený referenční metodou při vykonávaném kalibračním měření. Z grafu je patrné, že obě veličiny mají vůči sobě téměř lineární závislost.

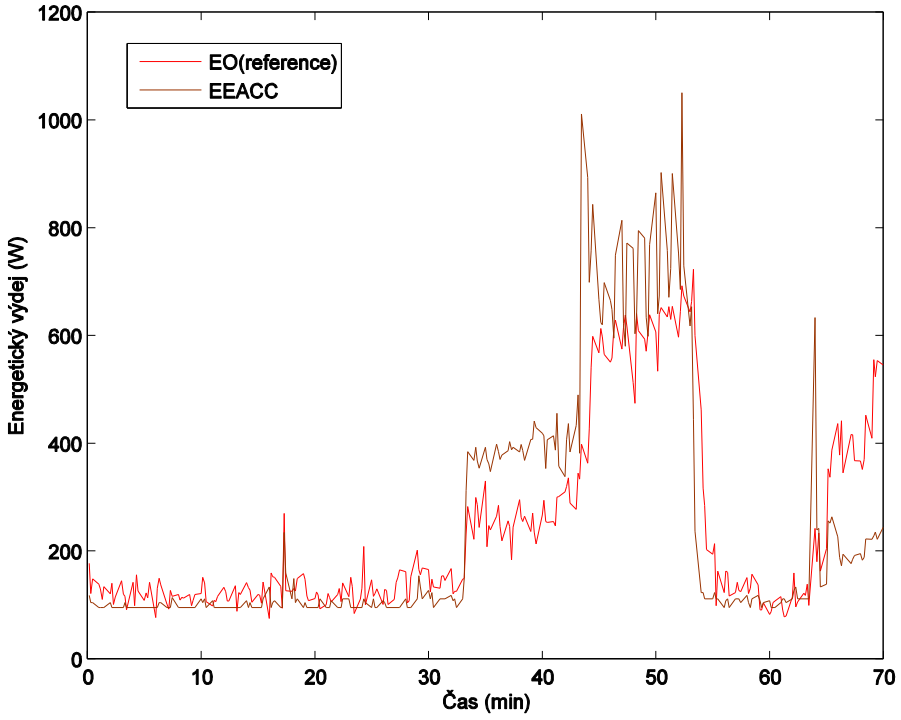
Výsledky kalibračních měření pro všechny probandy jsou shrnuty v následující tabulce č. 14. V tabulce vidíme identifikační číslo probanda (ID) a dále funkční předpis kalibrační rovnice pro výpočet odhadu energetického výdeje z pohybové aktivity.

Tabulka 14 Kalibrační rovnice pro všechny probandy získané pro výpočet EE z pohybové aktivity

ID	Výpočet EE z tepové frekvence
1	$EEACC = 9{,}67 \cdot IMA + 150{,}71$
2	$EEACC = 11{,}40 \cdot IMA + 67{,}08$
3	$EEACC = 9{,}9641 \cdot IMA + 148$
4	$EEACC = 8{,}800 \cdot IMA + 201{,}4$
5	$EEACC = 6{,}502 \cdot IMA + 193{,}61$
6	$EEACC = 8{,}3648 \cdot IMA + 105{,}70$
7	$EEACC = 10{,}627 \cdot IMA + 149{,}47$

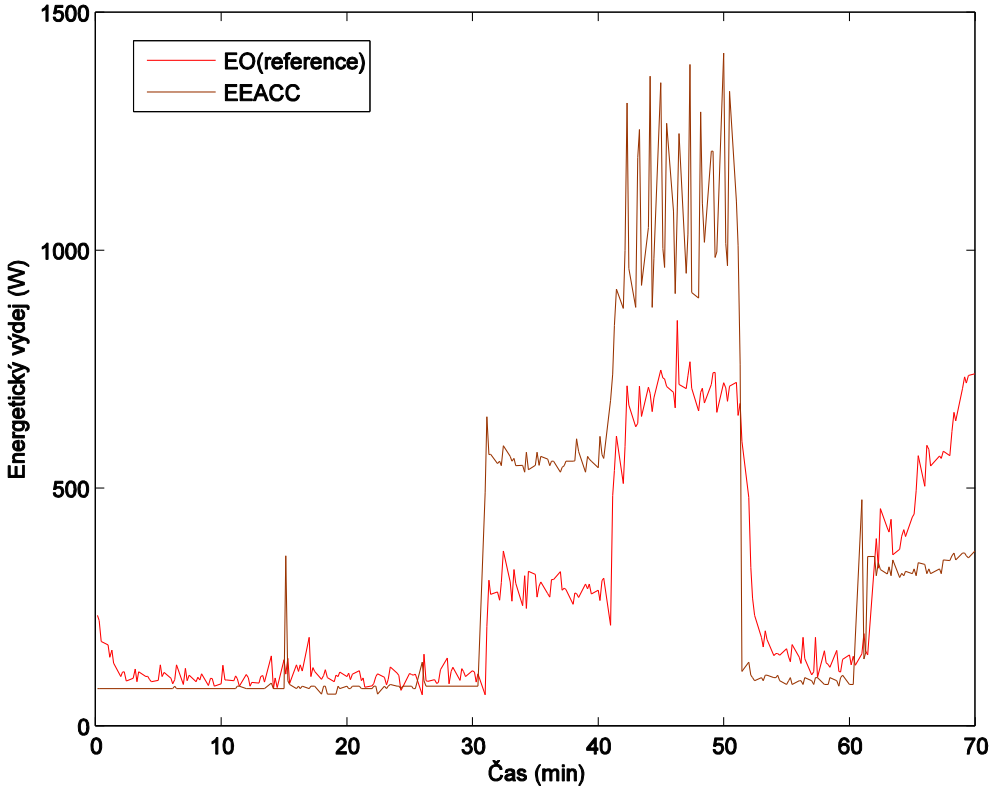
ID	Výpočet EE z tepové frekvence
8	$EEACC = 6{,}1064 \cdot IMA + 107{,}52$
9	$EEACC = 10{,}538 \cdot IMA + 90{,}65$
10	$EEACC = 9{,}275 \cdot IMA + 513{,}32$
11	$EEACC = 10{,}162 \cdot IMA + 108{,}42$
12	$EEACC = 10{,}104 \cdot IMA + 105{,}81$
13	$EEACC = 10{,}047 \cdot IMA + 140{,}95$
14	$EEACC = 8{,}013 \cdot IMA + 91{,}44$
15	$EEACC = 9{,}293 \cdot IMA + 94{,}75$

Pomocí těchto rovnice byl vypočítán energetický výdej z pohybové aktivity pro všechny probandy a srovnán s referenční metodou. Na následujícím obr. č. 41 vidíme průběh měření u vybraného probanda, kde červená křivka zobrazuje referenční metodu (*EO*) a černá křivka metodu s individuální kalibrací pro konkrétního probanda (*EEACC)*.



Obr. 41: Průběh energetického výdeje vypočítaného z pohybové aktivity (EEACC) ve srovnání s referenční metodou (EO) u probanda s ID 15 – vlastní tvorba

Z obr. č. 41 je patrné, že předpoklad o tom, že model odhadu energetického výdeje z pohybové aktivity se hodí více pro nízké zátěže, byl správný. V první části měření, kdy probíhala klidová a nízká pohybová aktivita (0 až 30 minut) má průběh s referenční hodnotou velmi malou diferenci. U fáze zvýšené pohybové aktivity, jako je chůze či chůze do schodů už model částečně selhává (30 až 45 minuta). Model má však ze své podstaty velmi dobrou reakci na rychlé změny. Je to nejvíce patrné u klidové fáze při vyplňování IQ testu (50 až 60 minuta). Je vidět souhlasný průběh s referenční hodnotou. U vysoké fyzické zátěže se bohužel na tento model nemůžeme spoléhat. Při tomto konkrétním měření byly senzory pohybu přiloženy na tělo probanda v oblasti hrudníku. Při jízdě na ergometru je však tato část těla téměř nehybná a proto může model dávat nesprávné hodnoty, jak to vidíme v poslední části měření mezi 65 a 70 minutou. Pro ilustraci přikládám ještě jeden graf získaný tímto modelem pro probanda s ID číslo 2. Kompletní soubor grafů vypočítaných pomocí tohoto modelu je součástí příloh na CD.



Obr. 42: Průběh energetického výdeje vypočítaného z pohybové aktivity (EEACC) ve srovnání s referenční metodou (EO) u probanda s ID 2 – vlastní tvorba

Hodnoty získané od probandů tímto modelem, byly podrobeny po zpracování testu normality ve všech fázích měření a následně vypočítán párový T-test. Výsledky párového T- testu jsou shrnuty na následující tabulce č. 15.

Tabulka 15: Výsledky statistického hodnocení modelu odhadu EE z pohybové aktivity

Fáze	Hodnota *p*	Relativní chyba (%)
Leh	0,8077	2,12
Sed	0,8891	1,19
Vztyk	0,2744	11,53
Chůze	< 0,0001	61,10
Schody	0,3794	5,06
IQ	0,0969	11,89
Ergometr	< 0,0001	45,93

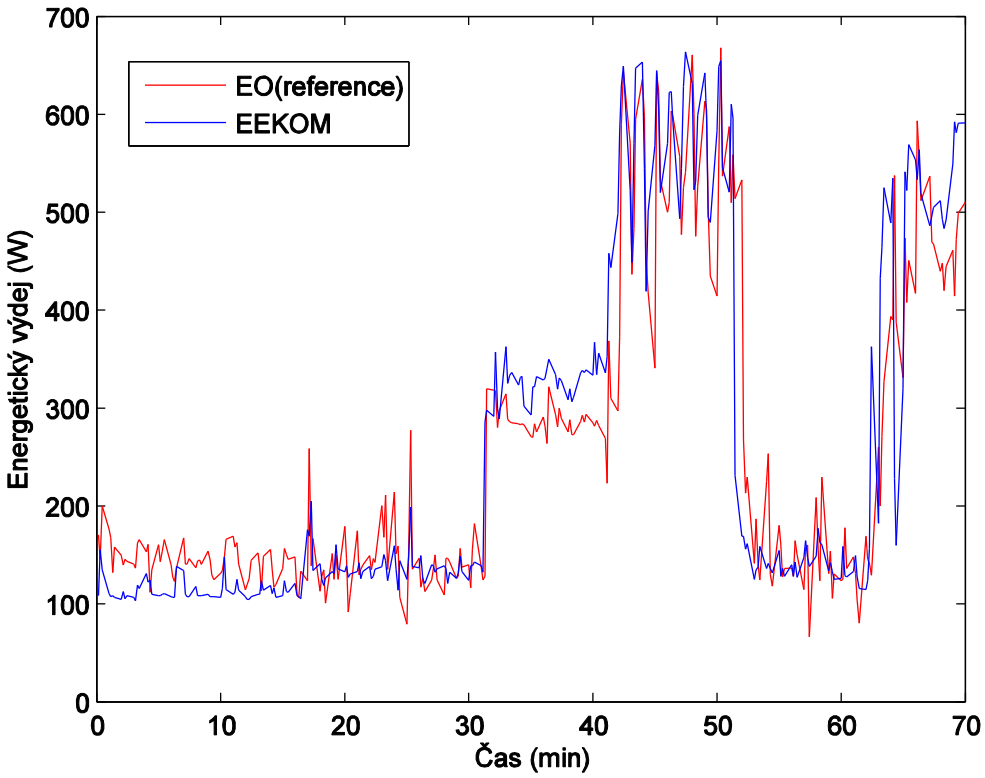
Tento model paradoxně vychází velmi přívětivě ve smyslu výsledků statistických testů při různých fází zátěže. To je dáno tím, že během experimentálního měření bylo zvoleno více klidových fází oproti fázím s vyšší náročností. Přesto však musíme tento model jako samostatný aparát pro využití zamítnout. Cílem je sestrojit model, který bude vyhovovat ve všech fázích dané zátěže. Z takto nastíněných výsledků se jako nejlepší možnost jeví kombinovaný model. Ve srovnání se všemi uvedenými modely si můžeme povšimnout, že modely, které jsou řízeny tepovou frekvencí, se nejlépe chovaly při středních a vyšších zátěžích a naopak model vzniklé z pohybové aktivity se nejlépe choval v nižších zátěžích.

3.4. Odhad EE pomocí kombinovaných metod

Kombinace metod pro odhad energetického výdeje z tepové frekvence a pohybové aktivity poskytují vhodný nástroj, jak účinně vyhodnocovat energetický výdej při různých typech zátěže. Jak víme z odborných studiích zmíněných v této práci, odhad energetického výdeje z tepové frekvence je vhodnější pro střední a vyšší zátěže a odhad z pohybové aktivity pro nižší zátěže.

Kombinovaný model odhadu EE z kombinace modelu z tepové frekvence s individuální kalibrací a modelu z pohybové aktivity s individuální kalibrací

Prvním kombinovaným modelem, je kombinace modelu odhadu energetického výdeje z tepové frekvence s individuální kalibrací a modelu z pohybové aktivity s individuální kalibrací. Na následujícím obr. č. 43 vidíme průběh energetického výdeje vybraného probanda ve srovnání s referenční metodou.

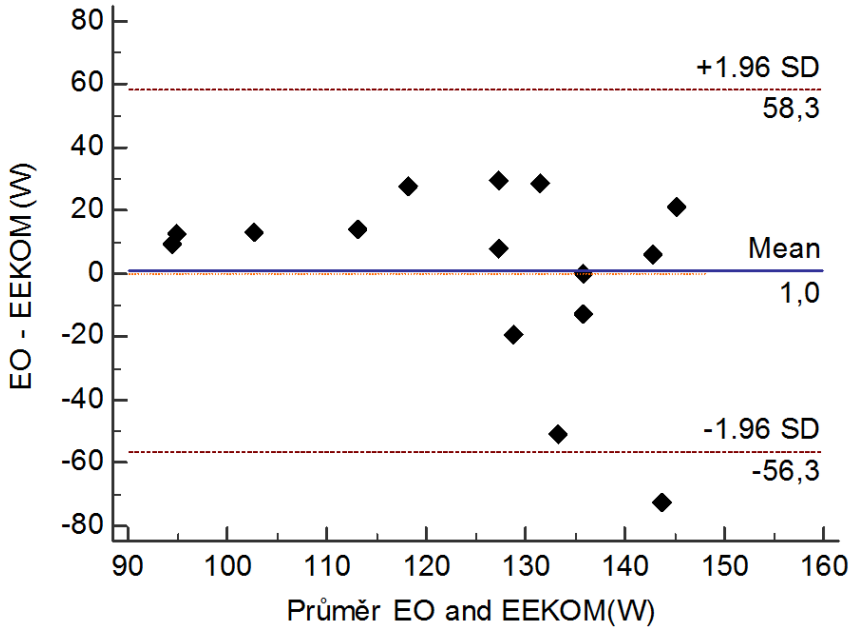


Obr. 43: Průběh energetického výdeje vytvořeného kombinační metodou z individuální kalibrace (EEKOM) pro probanda s ID číslo 12 – vlastní tvorba

Z obr. č. 43 je patrné, že váhování danou metodou proběhlo dle očekávání. Diference mezi jednotlivými fázemi jsou minimální. Jediné místo, kde model u tohoto konkrétního probanda plně nedostačuje, je ve fázi lehu na podložce mezi 0 – 15 minutou a dále ve fázi chůze během 30 – 40 minuty. To je způsobené individuálním chováním probanda v dané fázi. Někteří probandi ve fázi klidu nebyli schopni se plně uvolnit a vykonávali nežádoucí pohyby. Ve fázi chůze někteří probandi dělali delší kroky nebo v závislosti na své hmotnosti byly detekovány větší otřesy a senzor pohybové aktivity nesprávně vyhodnocoval danou aktivitu. Proto je přiložena větší nesprávně větší váha v dané fázi

pohybové aktivitě. Průběh energetického výdeje touto metodou od ostatních probandů je uložen v přílohách na CD

Na následující obr. č. 44 zobrazuje výsledek vyobrazený dle Bland-Altmanovy metody. Graf byl vybrán z fáze, která nejlépe dopadla v párovém T-testu.



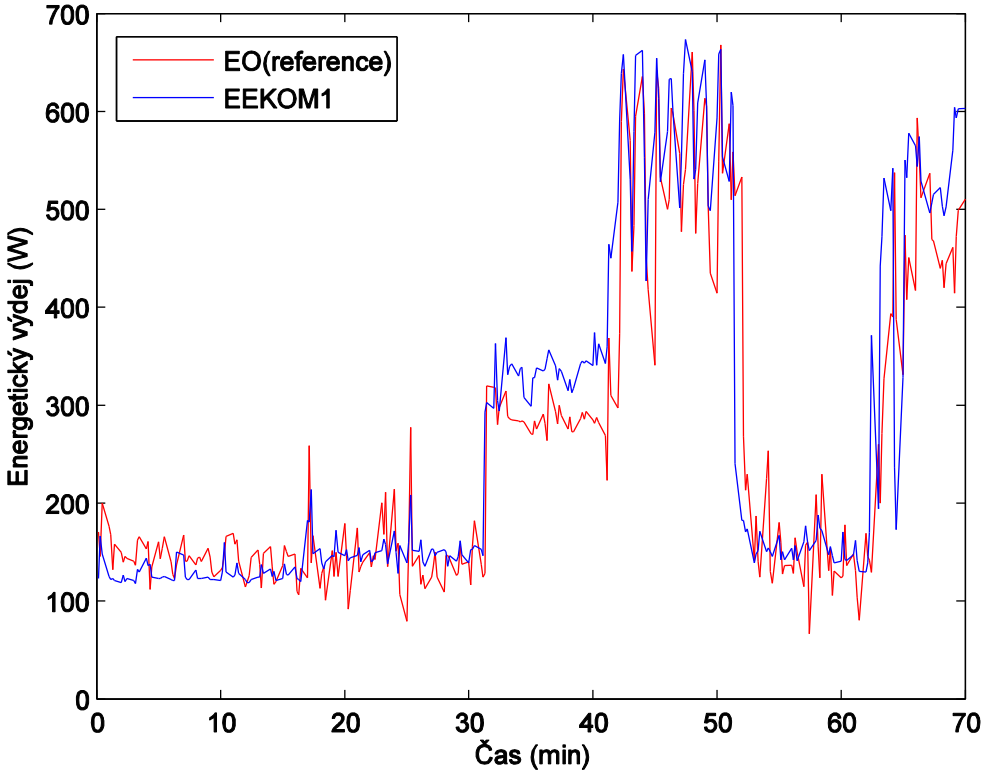
Obr. 44: Bland-Altmanův graf pro fázi lehu na podložce srovnává EEKOM a referenční (EO)

Z výsledků vidíme, že průměrný rozdíl mezi oběma metodami se těsně blíží k nule a průměr obou metod je v rozmezí mezi 90 až 140 W.

Kombinovaný model odhadu EE z modelu dle S. J. Strait s naměřenými údaji o probandovi a modelu z pohybové aktivity vztažené na velikost živé hmotnosti jedince

Dalším kombinovaným modelem, je méně přesná metoda, která je založena na kombinaci výpočtu EE z tepové aktivity dle S. J. Strait, kdy vstupní data do výpočtu od probanda byla experimentálně změřena a dále na kombinaci výpočtu EE z pohybové aktivity, který je založen na lineární závislosti mezi pohybovou aktivitou a energetickým výdejem vztaženým na kilogram živé váhy. Takto vypočítaný energetický výdej je následně pomocí známé hmotnosti probanda přepočítán na energetický výdej daného konkrétního probanda.

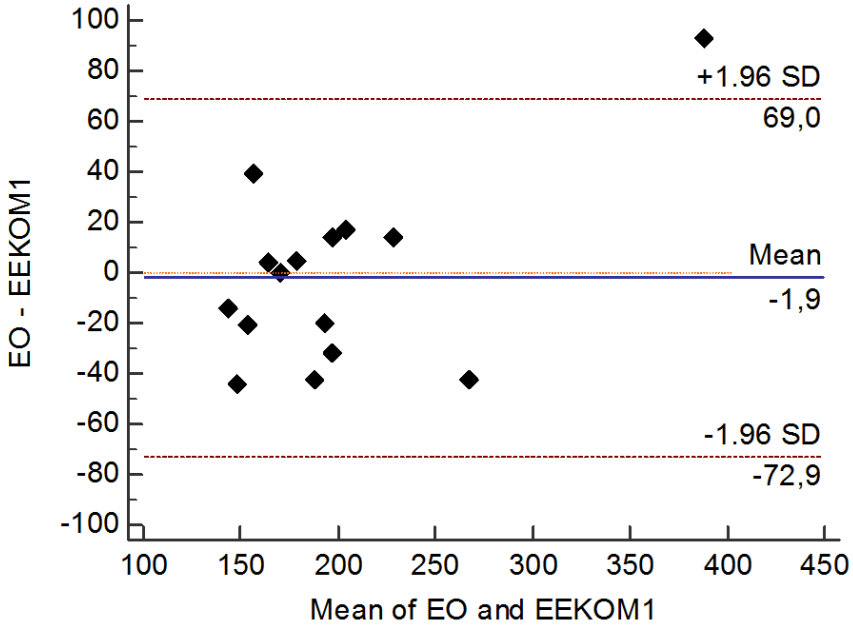
Na následujícím obr. č. 45 je zobrazen průběh energetického výdeje vypočítaný tímto modelem ve srovnání s metodou referenční.



Obr. 45: Průběh energetického výdeje vytvořeného kombinační metodou z naměřených vstupních údajů v (EEKOM1) pro probanda s ID číslo 12 – vlastní tvorba

Na obr. č. 45 vidíme podobný průběh jako na obr. č 44. Ač se jedná o metodu, která je dle výpočtu méně přesná (není zde individuální kalibrace na konkrétního probanda), můžeme říct, že pro odhad *EE* je stále dostačující. To potvrzuje i fakt, že ve srovnání s nekombinovanými metodami, u kterých k výpočtu dochází buď z tepové frekvence, nebo z pohybové aktivity, že tato metoda je oproti nim velmi přesná. To můžeme potvrdit z provedených T-testů proto tento model v jednotlivých fázích, které jsou součástí následující tabulky č. 16 na straně74. Tento model taktéž potvrdil, že je možné ho využít pro odhad energetického výdeje ve všech fázích zátěže.

Opět doplňuji výsledky Bland - Altmanovým grafem.

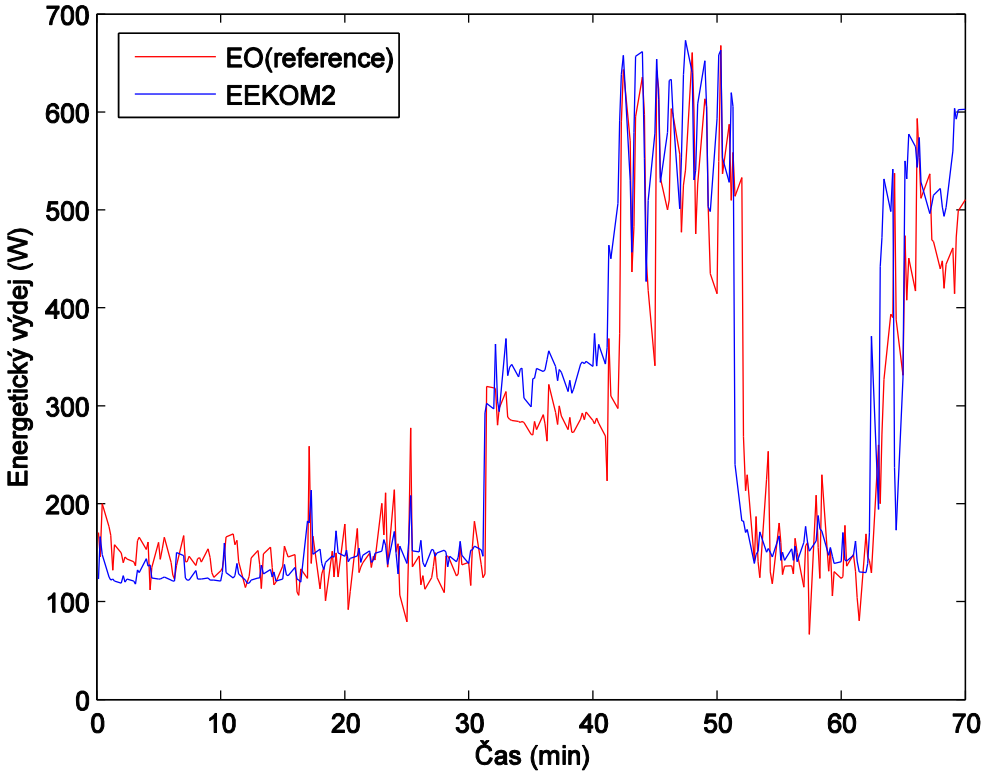


Obr. 46: Bland-Altmanův graf pro IQ testu srovnává EEKOM a referenční (EO)

V tomto případě byla průměrná diference mezi metodami pouhých -1,9 W a je velmi dobře vidět, že průměrné hodnoty z obou metod se drží mezi 120 – 250 W. Diference mezi oběma metodami nepřesahuje 60 W.

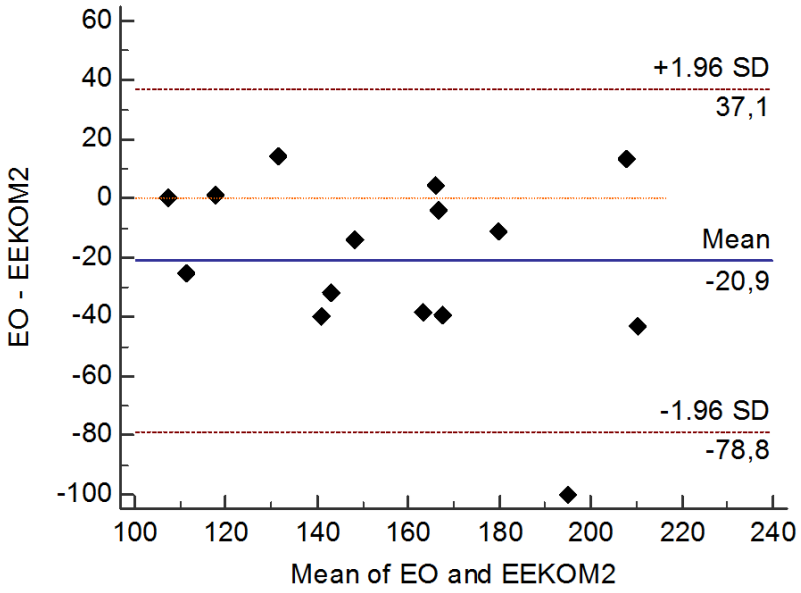
Kombinovaný model odhadu EE z modelu dle S. J. Strait s vypočítanými vstupními údaji o probandovi (*EEKOM2)*

Následující obr. č. 47 zobrazuje průběh tohoto modelu, který je počítán z kombinace modelu pro tepovou frekvenci dle S. J. Strait a modelu z pohybové aktivity vztaženého na hmotnost probanda.



Obr. 47: Průběh energetického výdeje vytvořeného kombinační metodou z vypočítaných vstupních údajů v (EEKOM2) pro probanda s ID číslo 12 – vlastní tvorba

Z grafu opět vidíme, že model odpovídá průběhu referenční metody a je stále dostatečně přesný pro odhad energetického výdeje pro všechny zátěže.

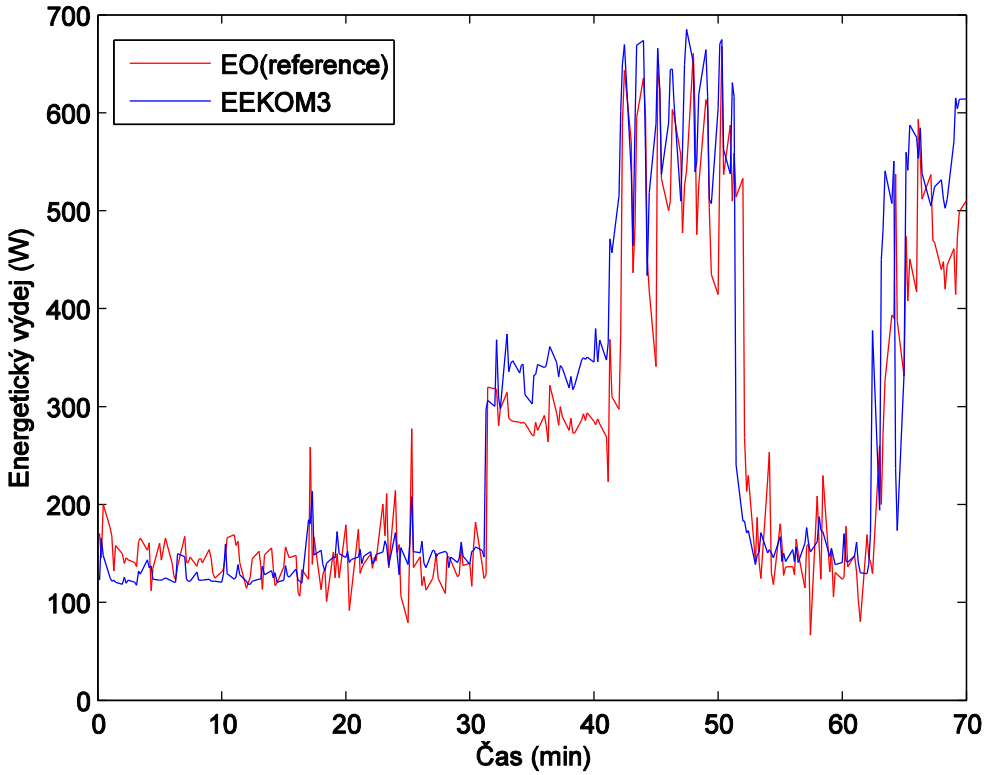


Obr. 48: Bland-Altmanův graf pro IQ testu srovnává EEKOM2 a referenční (EO)

Z tohoto grafu vidíme, že průměrná diference nepřesahuje 20,9 W a diference mezi oběma metodami nepřesahuje 40 W.

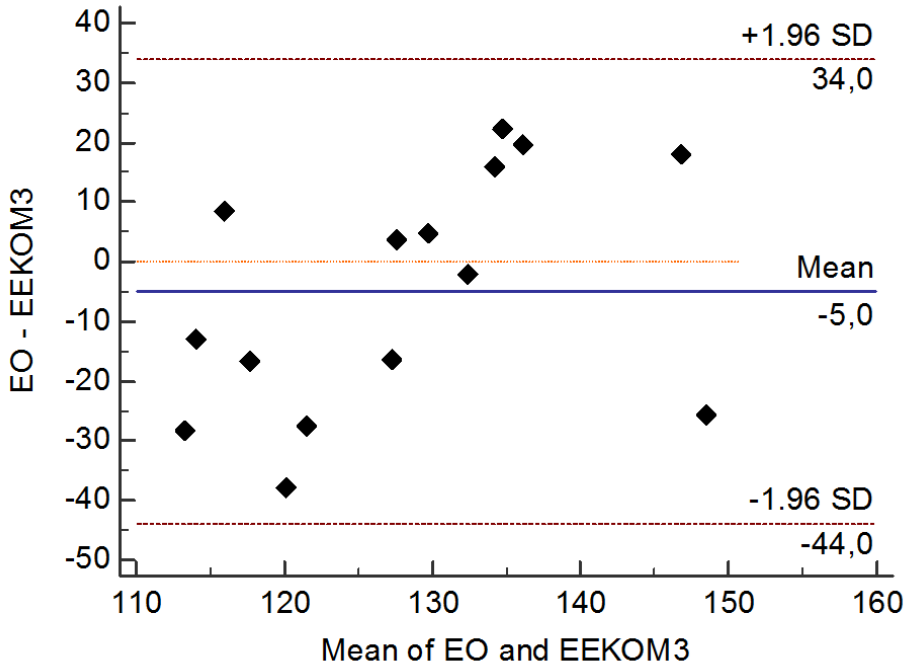
Kombinovaný model odhadu EE z modelu dle S. J. Strait se vstupními daty o probandovi ze statistických údajů

Poslední z této řady kombinovaných modelů by měl být teoreticky nejméně přesný. Data o probandovi byla zjišťována ze statistických údajů a model pohybové aktivity byl zvolen opět výpočtem na hmotnost probanda s tím rozdílem, že hmotnost probanda byla vložena do výpočtu pevně ze statistického průměru obyvatelstva.



Obr. 49: Průběh energetického výdeje vytvořeného kombinační metodou ze statistických údajů (EEKOM3) pro probanda s ID číslo 12 – vlastní tvorba

Z obr. č. 49 je vidět, že tato metoda opět odpovídá představě o použití tohoto modelu pro odhad energetického výdeje ve všech fázích zátěže. U tohoto modelu je velmi výhodné, že jako vstupní data je od probanda požadován pouze věk, od kterého se odvíjejí vyhledané statistické údaje v tabulkách. Následuje Bland-Altmanův graf pro fázi s nejlepším výsledkem v T-testu.



Obr. 50: Bland-Altmanův graf pro leh na podložce srovnává EEKOM3 a referenční (EO)

Z grafu vidíme, že průměrná diference činí bezmála 5 W a diference mezi metodami nepřesahuje 40 W.

3.4.1. Shrnutí

Tato podkapitola shrnuje data získaná statistickými výpočty pro jednotlivé kombinované metody. Výsledky v následující tabulce jsou *p*-hodnoty, které byly získány z párových T - testů pro jednotlivé modely a konkrétní fáze měření. Všechny soubory byly podrobeny testu normality.

Tabulka 16: *p*-hodnoty z provedených T-testů na kombinovaných metodách na hladině významnosti α=0,05

Fáze	EEKOM	EEKOM1	EEKOM2	EEKOM3
Leh	0,8948	0,5195	0,3779	0,3486
Sed	0,6004	0,0701	0,0601	0,0677
Vztyk	0,2900	0,0631	0,5658	0,0813
Chůze	0,2211	0,1023	0,1509	0,1599

Fáze	EEKOM	EEKOM1	EEKOM2	EEKOM3
Schody	0,3904	0,5748	0,4629	0,3134
IQ	0,8074	0,8410	0,2372	0,2735
Ergometr	0,4319	0,5978	0,2783	0,2060

Z kompletních výsledků vidíme jasný trend ve snižování přesnosti jednotlivých kombinovaných modelů ve směru k předpokládanému nejméně přesnému modelu ze statistických údajů (*EEKOM3*). U modelu *EEKOM* je jasně patrné, že při hladině významnosti je daný model vhodný pro všechny zkoumané fáze zátěže. Tím byl potvrzen předpoklad, že je možné použít kombinovanou metodu k vyváhování energetického výdeje na konkrétního probanda pomocí metod s individuální kalibrací. Další dva modely *EEKOM1* a *EEKOM2* jsou velmi podobné modely z hlediska vstupních parametrů o probandovi. To potvrzují i výsledky T-testu. U posledního modelu *EEKOM3* dopadl výsledek testu dle očekávání. Přesnost je velmi snížena oproti ostatním modelům, což je vidět na nízkých hodnotách *p*, ale i přesto na hladině významnosti 0,05 obstál velmi dobře.

Mohu potvrdit, že veškeré kombinované modely je možné použít pro odhad energetického výdeje v různých zátěžích. Nicméně dle zadání této DP, kdy má být energetický výdej zjišťován pomocí bezdrátového monitorovacího zařízení, je nejvhodnější využít modely *EEKOM1*, *EEKOM2 a EEKOM3*, které nepotřebují individuální kalibraci na konkrétního jedince a vystačí si s údaji, které lze zjistit operativně na místě.

4. Diskuze

V této diplomové práci jsem měl za úkol nejprve analyzovat problematiku odhadu energetického výdeje pomocí bezdrátových monitorovacích systémů a srovnat tyto metody s jednou z klasických metod. Monitorovací systémy, které se v dnešní době využívají, snímají mnoho fyziologických veličin a v první fázi výzkumu bylo třeba určit, které z těchto veličin jsou vhodné pro odhad energetického výdeje. Jednou z veličin, která je nejvhodnější pro tento účel, je snímání spotřeby kyslíku. Tato metoda však vyžaduje dýchací masku a integrovaný analyzátor plynů a průtoku vzduchu. Principem bezdrátových monitorovacích systému je kompaktnost a malá zátěž, nízký diskomfort kladený na nositele a minimální hmotnost. Z tohoto důvodu jsem pro tuto práci vybral monitorovací systém, který dokáže snímat tepovou frekvenci a pohybovou aktivitu. Pomocí těchto veličin je možné získat odhad energetického výdeje pro různé typy zátěže. Odborné studie uvádějí, že odhad energetického výdeje z pohybové aktivity je vhodný pro nízké zátěže a odhad energetického výdeje z tepové frekvence je naopak vhodnější pro střední a vyšší zátěže. To dává teoreticky celé spektrum možných zátěží, které jedinec může vykonávat. Proto se tyto dvě veličiny jeví jako nejvhodnější pro dané použití.

Z navržených metod jsem vytvořil dvě základní větve odhadu energetického výdeje. První byla větev odhadu energetického výdeje z tepové frekvence a druhá z pohybové aktivity. Pro odhad *EE* z tepové frekvence jsem následně vytvořil 4 modely, které se lišily svými vstupními parametry a především předpokládanou přesností. Pro odhad *EE* z pohybové aktivity jsem vytvořil dva modely, které se lišily způsobem výpočtu a předpokládanou přesností.

Z takto nadefinovaných modelů odhadu energetického výdeje jsem vytvořil průběh experimentálního měření a provedl výzkum na vzorku 15-ti probandů. Ze zpracování byli vyřazeni dva probandi, kvůli závadě na bezdrátovém monitorovacím zařízení, u kterého došlo při nadměrné vlhkosti na těle probanda k výpadku senzoru tepové frekvence. Z výsledků, které byly komentovány vyplynulo, že všechny modely mají velké nedostatky v přesnosti vůči referenční metodě. Z dat však bylo potvrzeno, že pro modely založené na snímání pohybové aktivity jsou vhodnější pro nižší a střední zátěže a modely založené na snímání tepové frekvence pro střední a vyšší zátěže. U některých probandů bylo pozorováno, že u nejpřesnějšího modelu odhadu *EE* z tepové frekvence pomocí individuální kalibrace, vyšly mnohem horší výsledky než u méně přesných modelů. Tento jev je možné vysvětlit tak, že při kalibračním měření měli tito konkrétní probandi v

klidové fázi vyšší tepovou frekvenci než při vlastním měření energetického výdeje. Proto tento model již nedokáže při naměřené nižší tepové frekvenci správně vyhodnocovat. To je způsobeno tím, že kalibrační přímka je strměji skloněna a funkční předpis není přesný. U druhého modelu z tepové frekvence, který v DP nazývám model z tepové frekvence dle S. J. Strait měl též nedostatky v klidových fázích a diference od referenční metody byla u každého probanda rozdílná. Tento fenomén je způsoben neovlivnitelnými faktory, jako jsou stres, teplota okolí, hydratace těla, saturace krve kyslíkem nebo také uplynulá doba od posledního jídla. Můžeme tedy tvrdit, že odhad energetického výdeje z tepové frekvence je samostatně nevyužitelný.

U modelů, které vznikly na základě pohybové aktivity, byla přesnost již vyšší, nicméně to bylo způsobeno tím, že do měření bylo zařazeno více fází o nižší zátěži. To by mohlo vytvořit dojem, že daná metoda je dostatečně přesná. Nicméně pro odhad energetického výdeje je důležité mít pokryté kompletní spektrum zátěží, při kterých je možné použití bezdrátového monitorovacího zařízení.

Proto jsem navrhl možné řešení ve formě kombinované metody odhadu *EE*, které je již nad rámec řešení této diplomové práce. Vytvořil jsem 4 modely, jejímiž hlavními složkami jsou modely odhadu z tepové frekvence a pohybové aktivity. Všechny čtyři modely byly stupňovány dle přesnosti a nároků na definici vstupních dat. Z výsledků vyplývá, že všechny modely jsou použitelné v praxi, nicméně nejpřesnější a druhý nejpřesnější model není možný využít v bezdrátovém monitorovacím systému. Důvodem je u nejpřesnějšího modelu je nutná individuální kalibrace pro každého probanda s referenční metodou. U druhého modelu je nutné změření maximální tepové frekvence před vlastním měřením, aby mohly být vypočítány parametry, ze kterých lze poté odhadnout energetický výdej. Není proto možné využít tuto metodu v reálném čase. Poslední dva modely nevyužívají naměřených vstupních dat, ale pouze jejich odhadu z výpočtu dle zadaných vztahů nebo jsou zjištěny ze statistických údajů. Proto tyto dva modely doporučuji k využití v bezdrátovém monitorovacím systému. U všech modelů nebylo prokázáno, že by mentální zátěž, reprezentovaná v této DP vyplněním IQ testu, nemá prokazatelný vliv na energetický výdej.

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo provést validaci přesnosti odhadu energetického výdeje měřeného pomocí bezdrátového monitorovacího systému ve srovnání s referenční metodou. Z provedené analýzy byla pro výpočet odhadu energetického výdeje vybrána tepová frekvence a pohybová aktivita a jako referenční metoda zvolena nepřímá kalorimetrie měřená pomocí systému OxyconMobile. Po analýze jsem vytvořil metodiku práce a vytvořil několik modelů odhadu energetického výdeje z tepové frekvence a pohybové aktivity. Pro implementaci navržených metod jsem využil tabulkový procesor MS Excel a maticový procesor Matlab. Vytvořil jsem algoritmus výpočtu energetického výdeje ze všech navržených modelů a data vyhodnotil a statisticky zpracoval. Ze zpracovaných výsledků bylo zjištěno, že samostatné modely odhadu energetického výdeje nejsou pro danou aplikaci dostačující a je nutné zvolit odlišný přístup k řešení. Navrhl jsem a implementoval modely, které jsou tvořeny kombinací modelu z tepové frekvence a pohybové aktivity. Všechny kombinované modely jsem po měření podrobil statistickému vyhodnocení. Bylo prokázáno, že všechny kombinované modely jsou vhodné pro použití v praxi. Pro využití v monitorovacím bezdrátovém systému je možné použít pouze ty modely, kde se vstupní parametry o probandovi počítají dle určených vztahů či získávají ze statistických údajů. Ostatní modely není možné využít v bezdrátovém monitorovacím systému z důvodu individuální kalibrace nebo nutnosti zjištění maximální tepové frekvence před začátkem samotného měření.

Všechny části zadání této diplomové práce byly splněny. Cílem diplomové práce bylo určit nejvhodnější metodu odhadu energetického výdeje pro bezdrátový monitorovací systém. Tento cíl byl splněn vytvořením a implementováním kombinovaných modelů, které lze v současnosti v praxi využít. Do budoucna se počítá s rozvojem kombinovaných modelů a podrobnějšímu zkoumání vlivu zátěže na energetický výdej za účelem zpřesnění kombinovaných modelů.

Reference

[1] HOLEČEK, Milan. Regulace metabolizmu cukrů, tuků, bílkovin a aminokyselin. 1. vyd. Praha: Grada, 2006, 286 s. ISBN 80-247-1562-7.

[2] ALLEN, LINDSAY A PRENTICE, ANDREW. *Encyclopedia of Human Nutrition,* Four-Volume Set. 2. vydání. místo neznámé : Academic Press, 2005. ISBN 0080454283.

[3] ZADÁK, Zdeněk. Výživa v intenzivní péči-2., rozšířené a aktualizované vydání. Grada Publishing as, 2008.

[4] REIS, Victor M.; VAN DEN TILLAAR, Roland; MARQUES, Mario C. *Higher precision of heart rate compared with VO2 to predict exercise intensity in endurance-trained runners*. Journal of sports science & medicine, 2011, 10.1: 164.[cit: 18. 1. 2016], Dostupné z: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3737894/

[5] MEINA, Li, et al. *Patch type sensor module for estimating the energy expenditure. In: Sensors,* 2009 IEEE. IEEE, 2009. p. 1455-1458. .[cit: 10. 12. 2015], Dostupné z: http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=5398448&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxpls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D5398448

[6] WARREN, Janet M., et al. *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.* European Journal of Cardiovascular Prevention & Rehabilitation, 2010, 17.2: 127-139. .[cit: 1. 1. 2016], Dostupné z: http://cpr.sagepub.com/content/17/2/127.short

[7] PULKKINEN, Aki; SAALASTI, Sami; RUSKO, H. K. *Energy expenditure can be accurately estimated from HR without individual laboratory calibration. Med Sci Sports Exerc,* 2005, 37.5. .[cit: 10. 4. 2016], Dostupné z: https://www.firstbeat.com/app/uploads/2015/10/pulkkinen_et_al_acsm_2005_congress_energy.pdf

[8] STRATH, Scott J., et al. *Evaluation of heart rate as a method for assessing moderate intensity physical activity*. Medicine and science in sports and exercise, 2000, 32.9 Suppl: S465-70. .[cit: 26. 1. 2016], Dostupné z: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10993416

[9] ÅSTRAND, P.-O.; RYHMING, Irma. *A nomogram for calculation of aerobic capacity (physical fitness) from pulse rate during submaximal work*. Journal of applied physiology, 1954, 7.2: 218-221. .[cit: 6. 4. 2016], Dostupné z: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13211501

[10] Viasys, *Healtcare. Oxycon Mobile Instruction Manual.* Version 5.0, Hoechberg, Německo: Viasys Helathcare GmbH, 2005. Art. No. 781023-050 .[cit: 27. 10. 2015].

[11] BRAGE, Søren, et al. *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. .[cit: 19. 12. 2015], Dostupné z: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12972441

[12] GELLISH, Ronald L., et al. *Longitudinal modeling of the relationship between age and maximal heart rate*. Medicine and science in sports and exercise, 2007, 39.5: 822-829. .[cit: 30. 3. 2016], Dostupné z: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17468581

[13] TANAKA, Hirofumi; MONAHAN, Kevin D.; SEALS, Douglas R. *Age-predicted maximal heart rate revisited*. Journal of the American College of Cardiology, 2001, 37.1: 153-156. .[cit: 28. 3. 2016], Dostupné z: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0735109700010548

[14] UTH, Niels, et al. *Estimation of VO2max from the ratio between HRmax and HRrest–the heart rate ratio method*. European journal of applied physiology, 2004, 91.1: 111-115. .[cit: 3. 3. 2016], Dostupné z: http://pure.au.dk/portal/files/14557663/UTH2004.pdf

[15] RENNIE, KIRSTEN L., et al. *Estimating energy expenditure by heart-rate monitoring without individual calibration.* Medicine and science in sports and exercise, 2001, 33.6: 939-945. .[cit: 10. 3. 2016], Dostupné z: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11404659

[16] JANG, Yongwon, et al. *An wearable energy expenditure analysis system based on the 15-channel whole-body segment acceleration measurement*. Energy, 2005, 120: 130. .[cit: 4. 3. 2016], Dostupné z: www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17281066

[17] VESELÝ Tomáš, SMRČKA Pavel, Osobní bezpečnostní dohledový systém pro podporu výcviku a zásahu jednotek IZS (FlexiGuard), [cit. 27.4.2016] Dostupné v tištěné podobě na Společném biomedicínském pracovišti ČVUT v Praze FBMI a I. LF UK

[18] LUŠTREK, Mitja; CVETKOVIĆ, Božidara; KOZINA, Simon. *Energy expenditure estimation with wearable accelerometers*. In: Circuits and Systems (ISCAS), 2012 IEEE International Symposium on. IEEE, 2012. p. 5-8.[cit. 5. 4. 2016] Dostupné z http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6271906.

[19] BRAGE, Søren, et al. *Reliability and validity of the combined heart rate and movement sensor Actiheart*. European journal of clinical nutrition, 2005, 59.4: 561-570. .[cit: 7. 1. 2016], Dostupné z: www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15714212

[20] J. Radvanský, L. Neèasová, M. Matouš *VYUZITI v POHYBOVYCH SENZORU V MERENI ENERGETICKEHO VYDEJE PRO POTREBY POHYBOVE TERAPIE* Kliniky tělovýchovného a rehabilitačního lékařství 2. LP UK a FNM: .[cit: 10. 1.2016], Dostupné z:http://ktl.lf2.cuni.cz/med_sport/med_sport_1997_vol_6/4/Vyuziti_pohybovych_senzoru_v_mereni_energetickeho_vydeje_pro_potreby_pohybove_terapie.pdf

[21] BOUTEN, Carlijn VC, et al. *A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. Biomedical Engineering, IEEE Transactions* on, 1997, 44.3: 136-147.[cit: 5. 2. 2015], Dostupné z: http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=554760&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fiel1%2F10%2F12086%2F00554760

[22] CROUTER, Scott E.; CHURILLA, James R.; BASSETT JR, David R. *Estimating energy expenditure using accelerometers. European journal of applied physiology*, 2006, 98.6: 601-612. .[cit: 1. 4. 2015],
Dostupné z:http://link.springer.com/article/10.1007/s00421-006-0307-5

[23] MYSLIVEC Vojtěch, *Kolmogorov-Smirnov test.*[cit. 10.4.2016] Dostupné z: http://vojtech.myslivec.net/sites/default/files/ctu/kolmogorov-smirnov.pdf

[24] BISKUP Roman, *Vyhodnocování výsledků testování hypotéz na základě p-value.*, [cit. 10.4.2016] Dostupné z:http://home.ef.jcu.cz/~birom/stat/cviceni/09/p_value.pdf

Seznam obrázků

Obr. 1: Schématický diagram průběhu přímé kalorimetrie – převzato [1] 6

Obr. 2: Schéma průběhu nepřímé kalorimetrie – vlastní tvorba 9

Obr. 3: Schéma rozvětvené rovnice pro odhad energetického výdeje oběma metodami [11] 15

Obr. 4: Referenční systém OxyconMobile [10] 18

Obr. 5: Dýchací maska a TripleV senzor pro snímání objemu vzduchu – převzato [10] 19

Obr. 6: Jednotky systému OxyconMobile s tlakovou lahví s kalibračním plynem – vlastní tvorba 20

Obr. 7: Hlavní menu softwaru JLAB 5 referenčního systému OxyconMobile – vlastní tvorba 21

Obr. 8: Tvorba protokolu měření v sotwaru JLAB 5 systému OxyconMobile – vlastní tvorba 22

Obr. 9: Zobrazení parametrů při měření nepřímé kalorimetrie systémem OxyconMobile – vlastní tvorba 23

Obr. 10: Hrudní pás systému FlexiGuard se snímacími jednotkami [17] 25

Obr. 11: Kompletní systém FlexiGuard [17] 26

Obr. 12: Blokové schéma modelu výpočtu EE z tepové frekvence s individuální kalibrací – vlastní tvorba 27

Obr. 13: Blokové schéma výpočtu EE pomocí modelu dle S. J. Strait – vlastní tvorba. 28

Obr. 14: Blokové schéma výpočtu energetického výdeje z pohybové aktivity – vlastní tvorba 29

Obr. 15: Fotografie vybraného probanda v klidové fázi kalibračního měření – vlastní tvorba 32

Obr. 16: Fotografie vybraného probanda při vykonávaní stupňovitého Step-testu – vlastní tvorba 33

Obr. 17: Průběh měření EE v klidové fázi lehu na podložce – vlastní tvorba 34

Obr. 18: Průběh měření poslední fáze měření na ergometru – vlastní tvorba 35

Obr. 19: Zjednodušené blokové schéma algoritmu výpočtu energetického výdeje – vlastní tvorba 38

Obr. 20: Výhřez části skriptu z programu Matlab, ve kterém probíhá výpočet EE pomocí modelu dle S. J. Strait – vlastní tvorba 39

Obr. 21: Výpočet EE modelem dlee S. J. Strait s vypočítanými údaji o probandovi – vlastní tvorba..... 40

Obr. 22: Výpočet EE modelem dlee S. J. Strait s daty o probandovi ze statistických údajů 41

Obr. 23: Kalibrační křivka probanda č. 9 pro výpočet EE dle individuální kalibrace – vlastní tvorba..... 42

Obr. 24: Závislost pohybové aktivity na energetickém výdeji při kalibračním měření . 43

Obr. 25: Váhovací algoritmus pro výpočet EE kombinací obou metod – vlastní tvorba45

Obr. 26: Podmínka pro rozhodnutí váhy pro danou metodu – vlastní tvorba 46

Obr. 27 Průběh měření tepové frekvence u vybraného probanda – vlastní tvorba..... 50

Obr. 28 Průběh měření pohybové aktivity u vybraného probanda – vlastní tvorba 50

Obr. 29 Průběh tepové frekvence u probanda ID 1 při kalibračním měření..... 51

Obr. 30: Kalibrační křivka probanda č. 6 pro výpočet EE pomocí modelu s individuální kalibrací – vlastní tvorba..... 52

Obr. 31: Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu s individuální kalibrací (EEKAL) ve srovnání s referenční metodou (EO) u probanda s ID 6 – vlastní tvorba.. 53

Obr. 32 Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu s individuální kalibrací (EEKAL) ve srovnání s referenční metodou (EO) u probanda s ID 9 – vlastní tvorba.. 54

Obr. 33: Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu S. J. Strait (EEHR) ve srovnání s referenční metodou (EO) u probanda s ID 7 – vlastní tvorba¨ 56

Obr. 34: Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu S. J. Strait (EEHR) ve srovnání s referenční metodou (EO) u probanda s ID 15 – vlastní tvorba¨ 57

Obr. 35: Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu S. J. Strait (EEHRp) s údaji o probandovi vypočítanými dle vztahů ve srovnání s referenční metodou (EO) – vlastní tvorba..... 59

Obr. 36: Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu S. J. Strait (EEHRp) s údaji o probandovi vypočítanými dle vztahů ve srovnání s referenční metodou (EO), (ID:15) – vlastní tvorba..... 60

Obr. 37: Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu S. J. Strait (EEHRp) s daty o probandovi zjištěnými ze statistických údajů ve srovnání s referenční metodou (EO), (ID:3) – vlastní tvorba..... 61

Obr. 38: : Průběh energetického výdeje vypočítaného dle modelu S. J. Strait (EEHRp) s daty o probandovi zjištěnými ze statistických údajů ve srovnání s referenční metodou (EO), (ID:15) – vlastní tvorba..... 62

Obr. 39: Průběh pohybové aktivity u probanda s ID číslo 1 při kalibračním měření..... 63

Obr. 40: Kalibrační křivka probanda č. 1 pro výpočet EE z pohybové aktivity – vlastní tvorba 64

Obr. 41: Průběh energetického výdeje vypočítaného z pohybové aktivity (EEACC) ve srovnání s referenční metodou (EO) u probanda s ID 15 – vlastní tvorba 65

Obr. 42: Průběh energetického výdeje vypočítaného z pohybové aktivity (EEACC) ve srovnání s referenční metodou (EO) u probanda s ID 2 – vlastní tvorba 66

Obr. 43: Průběh energetického výdeje vytvořeného kombinační metodou z individuální kalibrace (EEKOM) pro probanda s ID číslo 12 – vlastní tvorba 68

Obr. 44: Bland-Altmanův graf pro fázi lehu na podložce srovnává EEKOM a referenční (EO) 69

Obr. 45: Průběh energetického výdeje vytvořeného kombinační metodou z naměřených vstupních údajů v (EEKOM1) pro probanda s ID číslo 12 – vlastní tvorba..... 70

Obr. 46: Bland-Altmanův graf pro IQ testu srovnává EEKOM a referenční (EO)..... 71

Obr. 47: Průběh energetického výdeje vytvořeného kombinační metodou z vypočítaných vstupních údajů v (EEKOM2) pro probanda s ID číslo 12 – vlastní tvorba..... 72

Obr. 48: Bland-Altmanův graf pro IQ testu srovnává EEKOM2 a referenční (EO)..... 72

Obr. 49: Průběh energetického výdeje vytvořeného kombinační metodou ze statistických údajů (EEKOM3) pro probanda s ID číslo 12 – vlastní tvorba 73

Obr. 50: Bland-Altmanův graf pro leh na podložce srovnává EEKOM3 a referenční (EO) 74

Seznam tabulek

Tabulka 1: Vlivy ovlivňující hodnotu respiračního kvocientu (*RQ*)[3] 8

Tabulka 2: Parametry použitého objemového digitálního senzoru typu TripleV [10] ... 18

Tabulka 3:Přesnost měření základních parametrů systému Oxycon Mobile 24

Tabulka 4: Popis jednotlivých fází, úrovní zátěže a délkou měření 35

Tabulka 5: Somatické parametry probandů 37

Tabulka 6: Vstupní parametry potřebné pro výpočet odhadu EE pro všechny použité modely 39

Tabulka 7: Výstupní veličiny, které jsou součástí skriptu pro výpočet EE 46

Tabulka 8: Tabulka jednotlivých modelů 49

Tabulka 9: Kalibrační rovnice pro všechny probandy získané pro výpočet EE z tepové frekvence 52

Tabulka 10: Výsledky statistického hodnocení modelu s individuální kalibrací 55

Tabulka 11: Výsledky statistického hodnocení modelu dle S.J.Strait 58

Tabulka 12: Výsledky statistického hodnocení modelu s vypočítanými parametry probanda 60

Tabulka 13 Výsledky statistického hodnocení modelu s hodnotami získanými ze statistických údajů 62

Tabulka 14 Kalibrační rovnice pro všechny probandy získané pro výpočet EE z pohybové aktivity 64

Tabulka 15: Výsledky statistického hodnocení modelu odhadu EE z pohybové aktivity 67

Tabulka 16: *p*-hodnoty z provedených T-testů na kombinovaných metodách na hladině významnosti α=0,05 74

Seznam příloh

Příloha 1A: Grafy průběhů energetického výdeje pro vybraného probanda

Příloha 1B: Bland – Altmanovy grafy všech kombinovaných modelů pro vybranou fázi měření

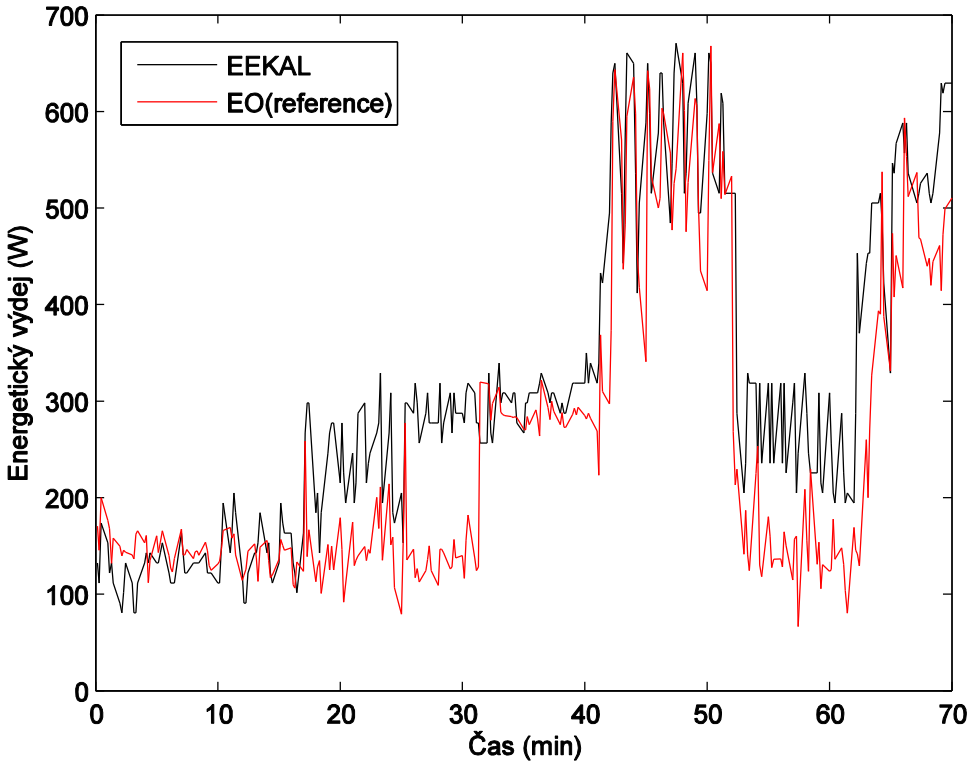
Příloha 1C: Vyjádření souhlasu etické komise FMBI ČVUT

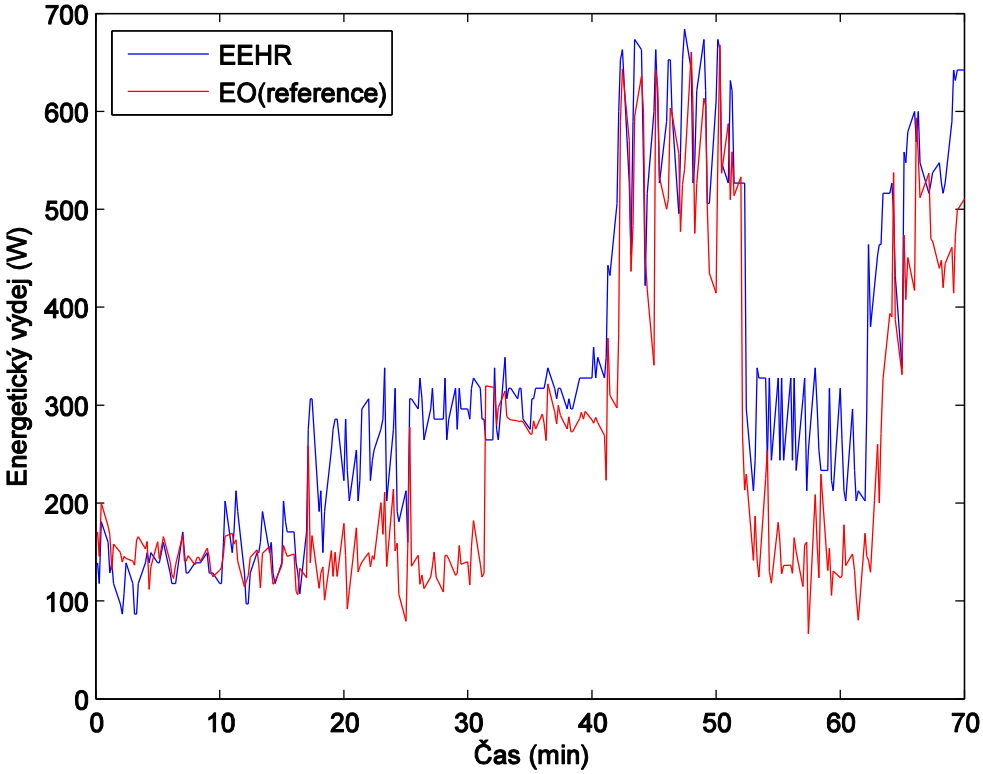
Příloha 2C: Informovaný souhlas s informacemi pro probanda

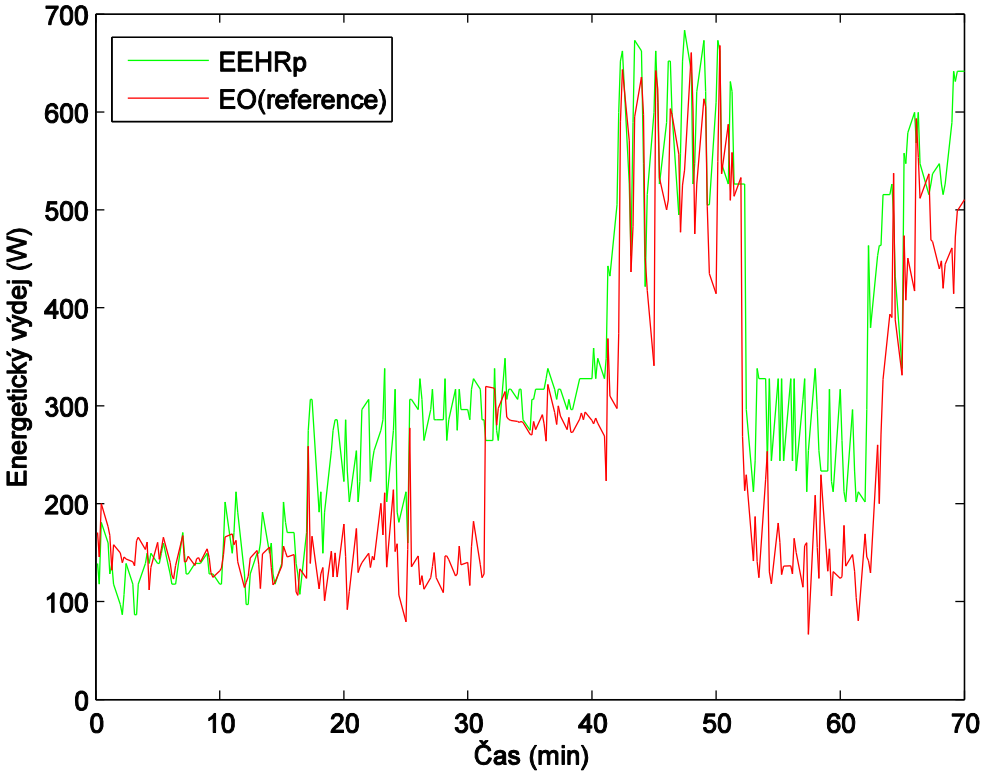
Příloha 3C: Dotazník pro potřeby výzkumného projektu

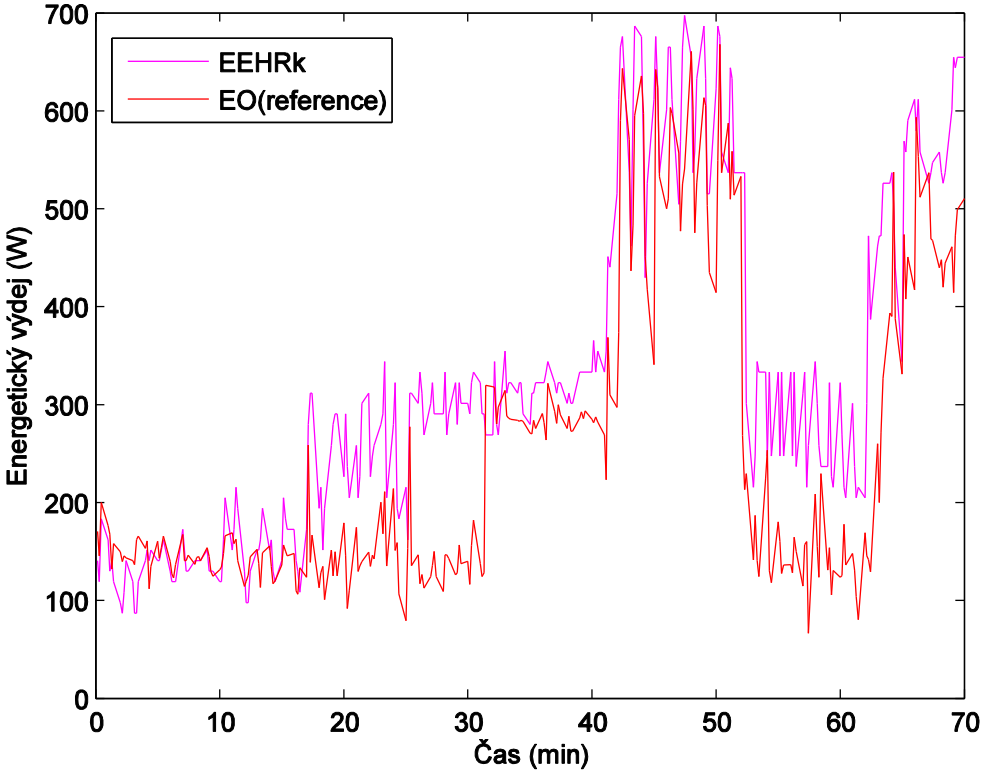
Příloha 1D: Soubory přiložené na CD

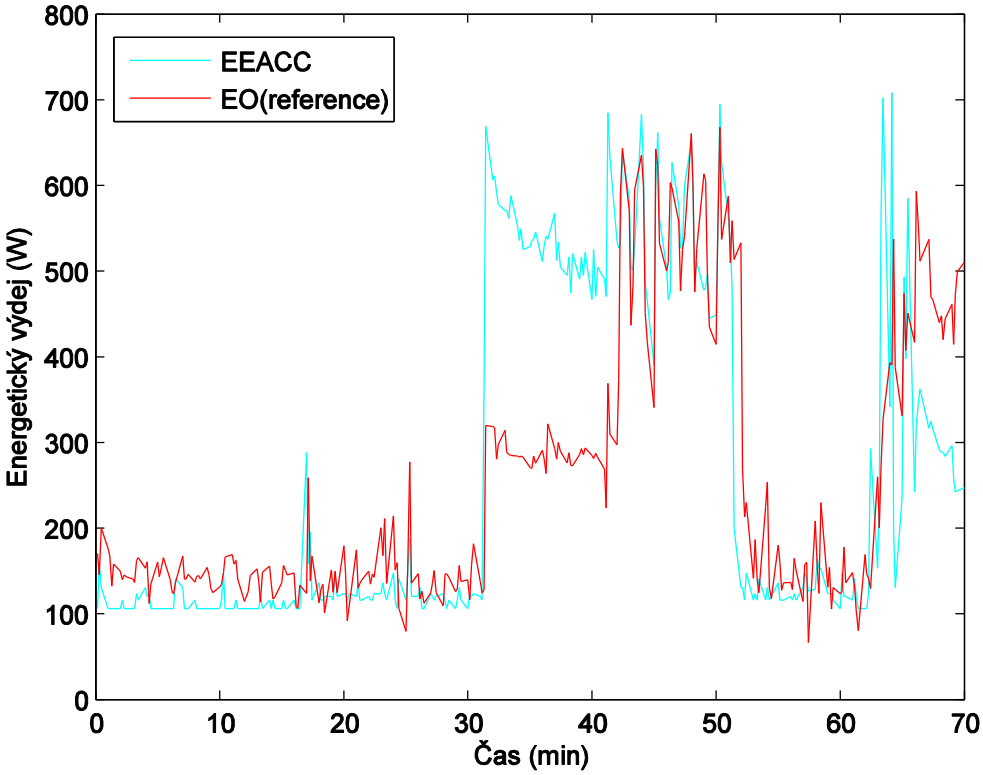
Příloha 1A: Grafy průběhů energetického výdeje pro vybraného probanda s ID č. 12

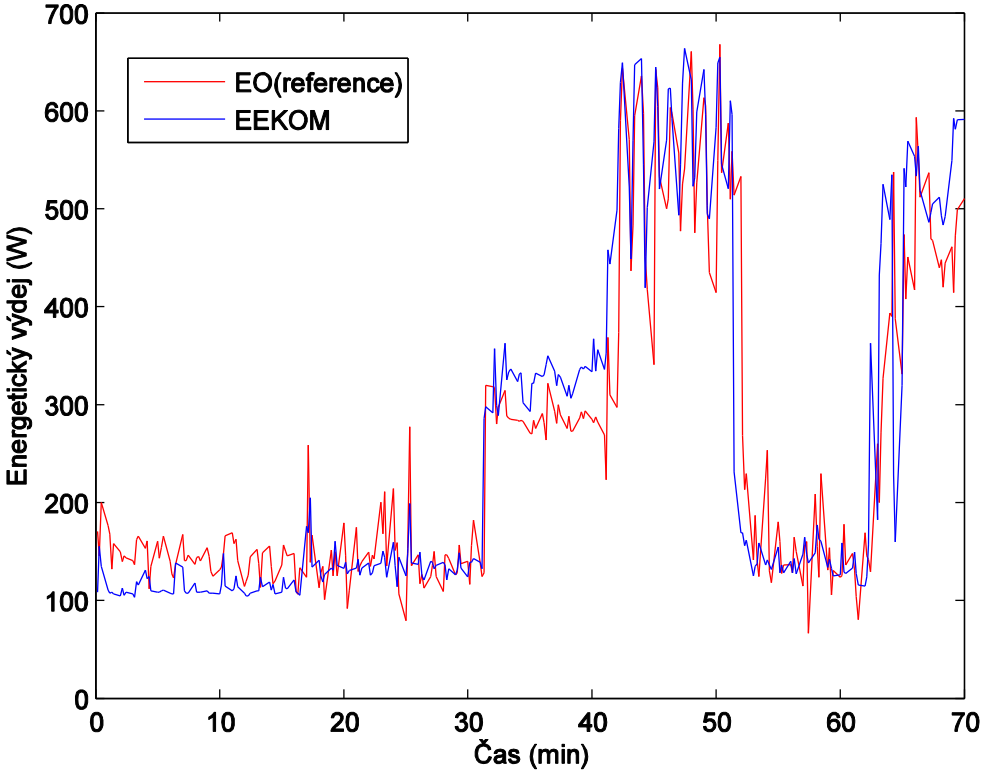


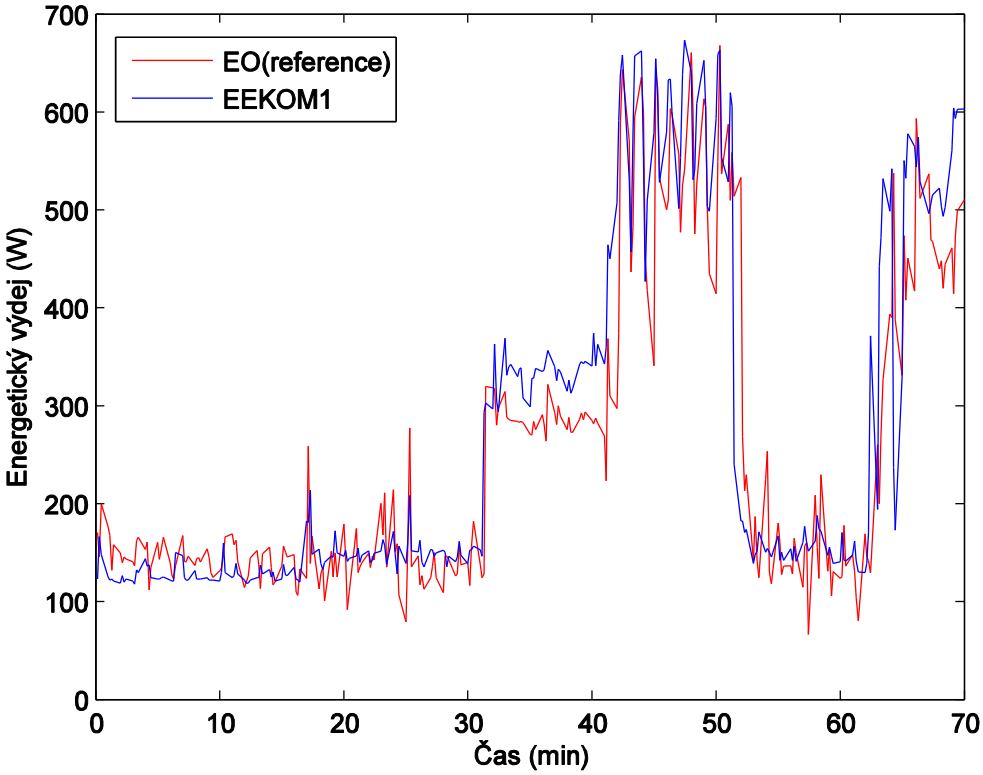


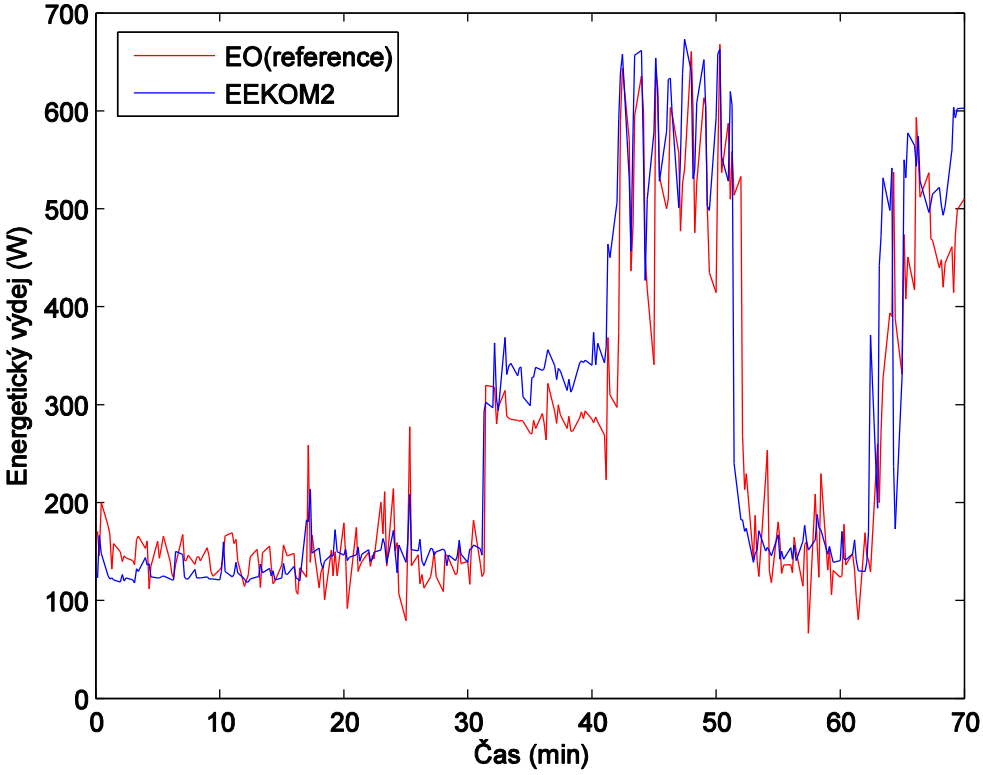

EEHRp
EO(reference)
Energetický výdej (W)
Čas (min)
0
100
200
300
400
500
600
700
0
10
20
30
40
50
60
70

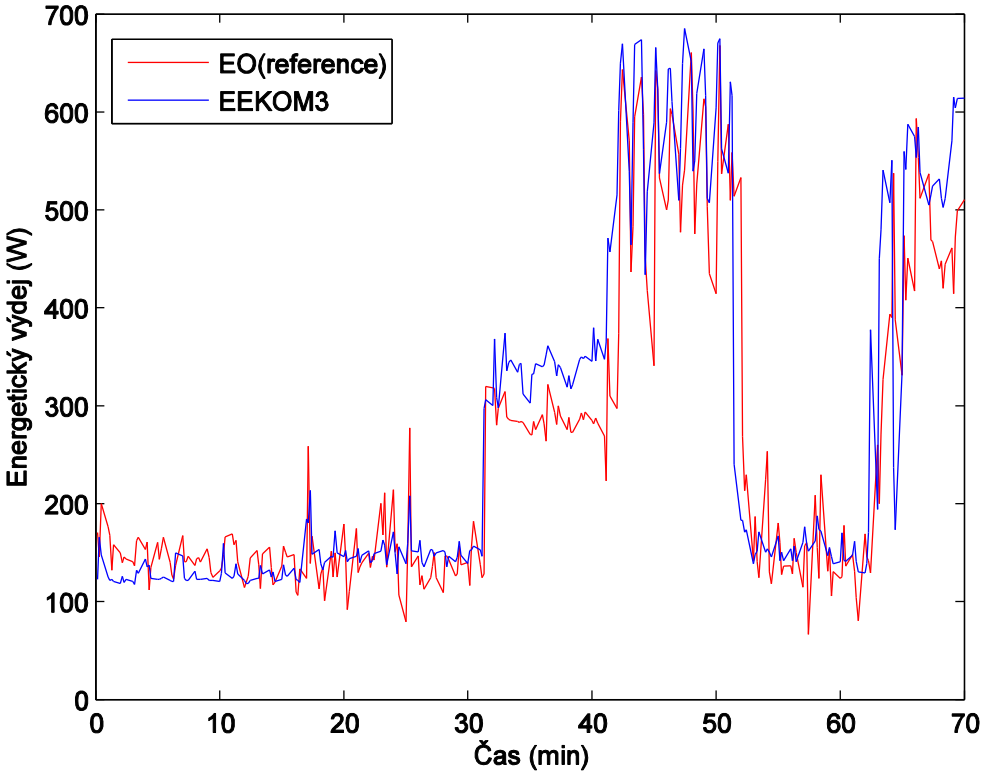

EEHRk
EO(reference)
Energetický výdej (W)
Čas (min)
0
100
200
300
400
500
600
700
0
10
20
30
40
50
60
70


EEACC
EO(reference)
Energetický výdej (W)
Čas (min)
0
100
200
300
400
500
600
700
800
0
10
20
30
40
50
60
70

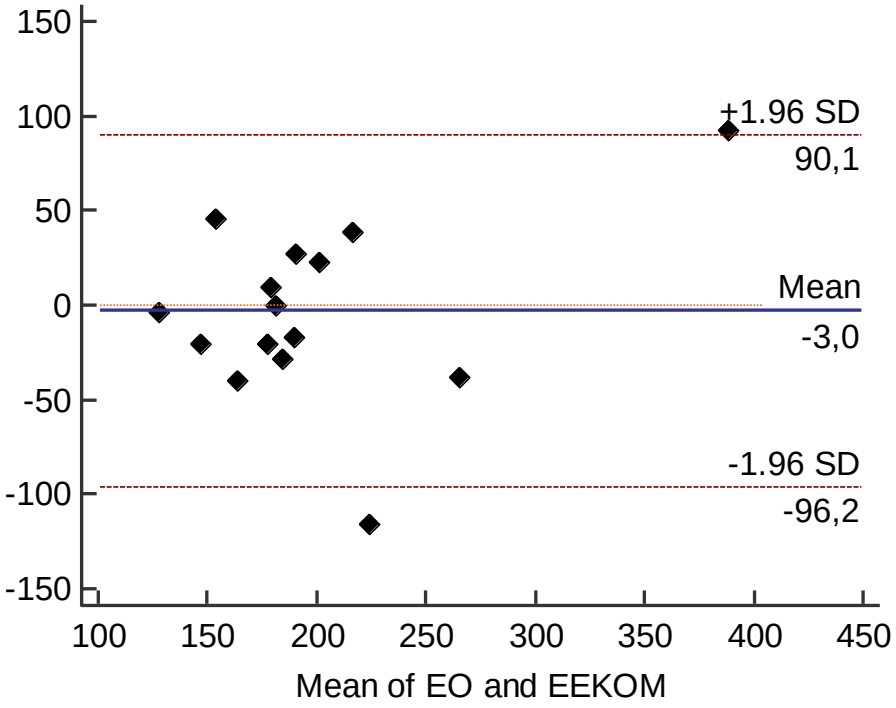

EO(reference)
EEKOM
Energetický výdej (W)
Čas (min)
0
100
200
300
400
500
600
700
0
10
20
30
40
50
60
70

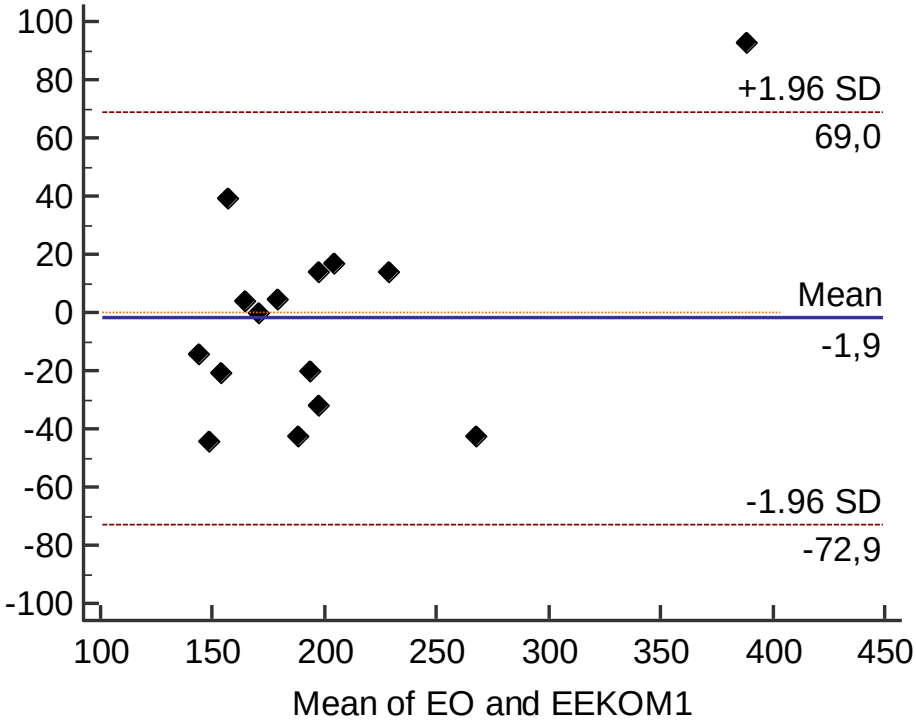

EO(reference)
EEKOM1
Energetický výdej (W)
Čas (min)
0
100
200
300
400
500
600
700
0
10
20
30
40
50
60
70

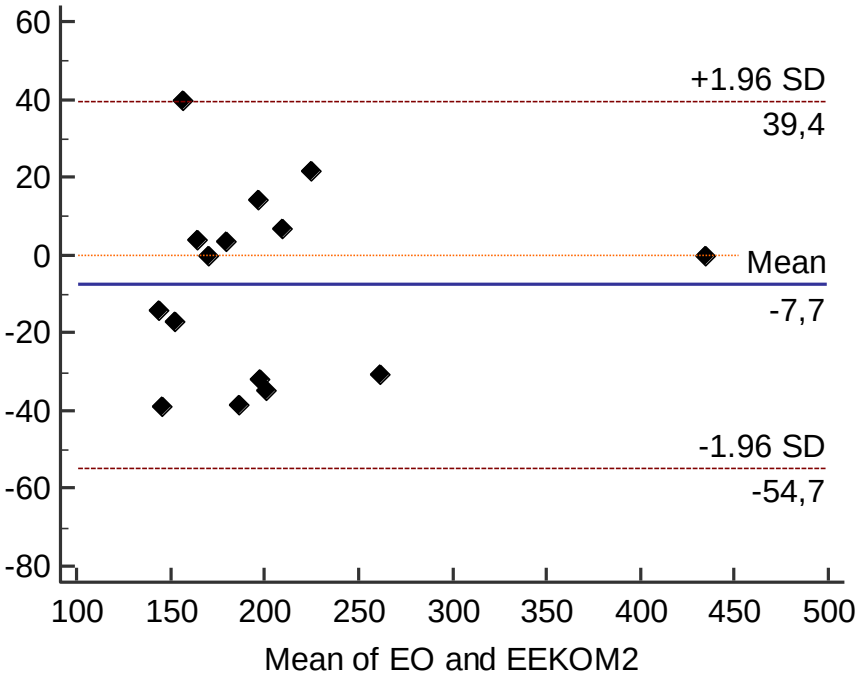

EO(reference)
EEKOM2
Energetický výdej (W)
Čas (min)
0
100
200
300
400
500
600
700
0
10
20
30
40
50
60
70

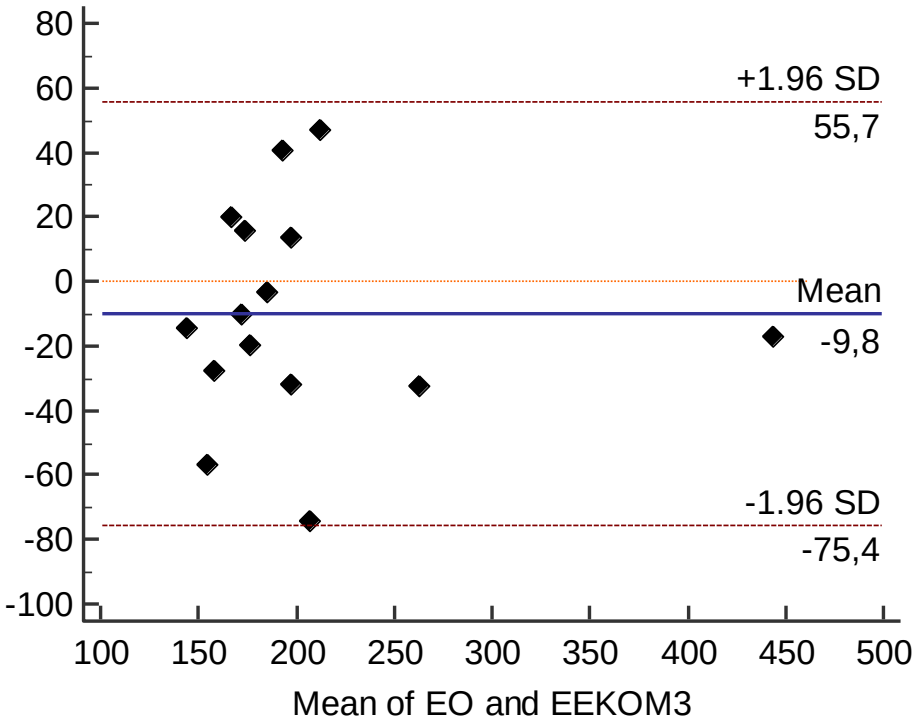

EO(reference)
EEKOM3
Energetický výdej (W)
Čas (min)
0
100
200
300
400
500
600
700
0
10
20
30
40
50
60
70

Příloha 1B: Bland – Altmanovy grafy všech kombinovaných modelů pro vybranou fázi měření IQ






60
40
20
0
-20
-40
-60
-80
+1.96 SD
39,4
Mean
-7,7
-1.96 SD
-54,7
100
150
200
250
300
350
400
450
500
Mean of EO and EEKOM2


80
60
40
20
0
-20
-40
-60
-80
-100
+1.96 SD
55,7
Mean
-9,8
-1.96 SD
-75,4
100
150
200
250
300
350
400
450
500
Mean of EO and EEKOM3

Příloha C: Podklady pro etickou komisi

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT

Application for approval of a research project by FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board

Název projektu: Srovnání energetického výdeje měřeného pomocí bezdrátových monitorovacích systému s konvenčními referenčními metodami
Name of the project: Comparasion of energy expenditure measured by wireless monitoring systems with conventional reference methods

Hlavní řešitel projektu (Jméno, pracoviště, e-mail): Bc. Jaroslav Zdobinský, Společné biomedicínské pracoviště FBMI ČVUT v Praze a I. lékařské fakulty UK v Praze

Stručný popis projektu (do 100 slov):
Cílem tohoto projektu je navrhnout a ověřit metody odhadu energetického výdeje z fyziologických veličin (tepová frekvence, pohybová aktivita) především ve smyslu přesnosti těchto metod oproti konvenčním metodám. Dále provést sadu měření a testování za účelem porovnání těchto nekonvenčních metod s metodou konvenční a referenční a kvantifikovat přesnost jednotlivých metod.

Charakter projektu:
- ☐ ~~Grantová úloha (název agentury):~~
- ☐ ~~Výzkum výzkumného týmu (specifikace):~~
- ☑ Kvalifikační práce (specifikace): **Diplomová Práce**
- ☐ ~~Jiné:~~

Seznam přikládaných dokumentů:
- sylabus projektu
- informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení
- Dotazník

V Kladně dne 12. 5. 2016

podpis hlavního řešitele

Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT

FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval

Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne: 12. 5. 2016 **platný do:** 20. 5. 2016
pod číslem: C/4 2016

Etická komise FBMI ČVUT v Praze, ve složení Mgr. Martina Dingová Šliková (předsedkyně), RNDr. Táňa Jarošíková, CSc., MUDr. Radek Matlach, prof. doc. Ing. Karel Roubík, Ph.D., a Ing. Lucie Šedzmáková, zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu zahrnujícího lidské účastníky nebo laboratorní zvířata.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

V Kladně dne 19. 5. 2016

ETICKÁ KOMISE
České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105
272 01 Kladno

razítko etické komise FBMI ČVUT

podpis předsedy etické komise

ČVUT v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105
272 01 Kladno

tel.: (+420) 224 358 419
fax: (+420) 312 608 204
www.fbmi.cvut.cz

IČ: 68407700
DIČ: CZ68407700
Bankovní spojení: KB Praha 6
č.ú. 27-7380010287/0100

Informovaný souhlas
s informacemi pro subjekt hodnocení

Název projektu: **Srovnání energetického výdeje měřeného pomocí bezdrátových monitorovacích systému s konvenčními referenčními metodami**

Hlavní řešitel: Bc. Jaroslav Zdobinský
Pracoviště: Společné pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI a 1.LF UK

Projekt *Srovnání energetického výdeje měřeného pomocí bezdrátových monitorovacích systému s konvenčními referenčními metodami* je výzkumný projekt Fakulty biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze.

Energetický výdej (EE) je důležitá fyziologická veličina, která nám může posloužit nejen jako vhodný ukazatel pro hodnocení léčby populačních nemocí, například obezity, ale také jako nástroj říkající nám informaci o fyzickém a psychickém vyčerpání člověka. To je vhodné například při výcviku jednotek IZS, vojáků a také při tréninku sportovců.

Pro přesné měření EE se využívají metody přímé, nepřímé kalorimetrie a jiné referenční metody. Pro tento projekt byla vybrána jako nejvhodnější metoda nepřímé kalorimetrie, která využívá vztahu mezi EE, spotřebou kyslíku a produkcí oxidu uhličitého. Systém OxyconMobile (divize CareFusion, Jager, Německo) je referenční NEINVAZIVNÍ multifunkční systém, který je schopný v terénních podmínkách měřit skrze obličejovou masku spotřebu kyslíku a výdej oxidu uhličitého z nadechovaného a vydechovaného vzduchu. Systém se skládá z obličejové masky se senzory kyslíku a oxidu uhličitého a hrudních popruhů, na kterých jsou uloženy jednotky pro zpracování a odesílání dat do PC. Jedná se tedy o bezdrátový systém.

Projekt si klade za cíl porovnat EE z referenční metody s metodou nekonvenční. Jednou z nekonvenčních metod je výpočet EE z tepové frekvence a pohybové aktivity. Metoda je realizována pomocí NEINVAZIVNÍHO monitorovacího systému FlexiGuard (Společné pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI a 1.LF UK) přiložením hrudního pásu za účelem snímání tepové frekvence a pohybové aktivity probanda upevněný popruhy se suchým zipem kolem hrudního koše. Systém FlexiGuard je též bezdrátový a dovoluje spolu se systémem OxyconMobile volný pohyb probanda po pracovním prostoru do dosahu antény obou zařízení.

Cílem tohoto projektu je ověřit metody odhadu energetického výdeje z fyziologických veličin (tepové frekvence a pohybové aktivity) především ve smyslu přesnosti těchto metod oproti konvenční referenční metodě a kvantifikovat přesnost jednotlivých metod.

Experiment bude prováděn na vybraných dobrovolnících (probandech) zejména z řad studentů a pracovníků FBMI obou pohlaví. Vybraný proband bude po příchodu na pracoviště požádán o vyplnění dotazníku, ve kterém budou zjištěny následující údaje: Jméno, výška, váha, věk, subjektivní stupeň trénovanosti a popis zdravotního stavu, zaměřeného zejména na nemoci dýchacího ústrojí či kardiovaskulární choroby. Probandovi bude poté vysvětlen průběh a délka měření a bude poučen, že měření může kdykoliv ukončit.

Nejprve bude probandovi nasazen hrudní pás systému FlexiGuard pro měření tepové frekvence a pohybové aktivity. Poté si proband nasadí hrudní popruhy systému OxyconMobile, na které se nasadí jednotky pro odesílání a zpracovaní naměřených dat. Bezprostředně před začátkem testu bude probandovi nasazena obličejová maska systému OxyconMobile se senzory spotřeby kyslíku a oxidu uhličitého.

Po spuštění testu bude proband vykonávat Step-Test a po jeho vykonání bude proband uložen na podložku a nebude 15 min. vykonávat žádnou aktivitu. Po uplynutí této doby bude vyzván k sedu na židli po dobu 10 minut. Následně bude mít proband za úkol 5 minut stát ve vzpřímené poloze. Poté bude následovat jednoduchá pohybová aktivita ve formě chůze po místnosti v délce 10 minut a chození po schodech v trvání 10 minut. V předposlední části bude probíhat testování mentální aktivity probanda jednoduchým IQ testem, kde v sedě bude řešit logické úlohy po dobu 10 minut. Nakonec bude následovat jízda na ergometru. Proband se posadí na ergometr, na kterém bude přednastavený program, který se spustí automaticky při začátku jízdy. Součástí programu bude zvyšování zátěže za daný časový úsek. Program je nastaven tak, aby zátěž, kterou proband překonává (které je proband podroben), odpovídala zátěži při běžných sportovních amatérských

aktivitách. Proband bude předem informován, že pokud bude jízda na ergometru již příliš náročná a zátěž vysoká, má proband povinnost test neprodleně ukončit.

Použité systémy budou používány v laboratořích Společného pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI a I. LF UK.

Přístroj na měření spotřeby kyslíku a produkce oxidu uhličitého OxyconMobile nevyžaduje žádná vylučovací kritéria. Přístroj pro měření tepové frekvence a pohybové aktivity FlexiGuard se nesmí používat u probandů, jejichž pokožka je v oblasti umístění hrudního pásu jakkoliv poškozená (poraněná), nebo překrytá obvazovým materiálem. Fáze testu, která zahrnuje jízdu na ergometru se zvyšující zátěží, vyžaduje vyloučení osob trpící nemocemi dýchacích cest a kardiovaskulárních chorob. Proband svým podpisem tohoto informovaného podpisu stvrzuje, že porozuměl těmto vylučujícím kritériím a že tato vylučovací kritéria nenaplňuje.

Dyskomfortem pro probandy je nošení obličejové masky systému OxyconMobile po celou dobu testu a zátěž vyplývající z charakteru fáze, která zahrnuje jízdu na ergometru se zvyšující zátěží. 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 certifikovaných 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 15 - 20 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:

Přidělené ID:	

Dotazník

pro potřeby výzkumného projektu

SROVNÁNÍ ENERGETICKÉHO VÝDEJE MĚŘENÉHO POMOCÍ BEZDRÁTOVÝCH MONITOROVACÍCH SYSTÉMU S KONVENČNÍMI REFERENČNÍMI METODAMI

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).

V následující tabulce, prosím, vyplňte všechny požadované údaje.

Osobní údaje		
Jméno:	Příjmení:	Pohlaví:
Datum narození: (MM/RR)	Věk:	Výška:
Váha:	Kouření:(ano/ne/již ne) – počet let	
Zdravotní stav (ano/ne) – případně uvést jaké		
Nemoci dýchacího a kardiovaskulárního systému: (např. astma, alergie, srdeční příhody, infarkt myokardu, CHOPN, atd.)		
Nemoci pohybového ústrojí včetně zlomenin dolních končetin: (ano/ne) – případně uvést jaké		
Jaký druh zaměstnání vykonáváte? ☐ Spíše sedavá práce. (kancelář, práce na PC atd.), ☐ Během pracovní doby jsem více v pohybu (práce mimo budovu, častá chůze atd.), ☐ Fyzicky náročné zaměstnání (hasič, policista, záchranář, profesionální sportovec atd.), ☐ Jiné (popište):		
Vaše trénovanost. ☐ Aktivně se věnuji sportování, ☐ Sportování se věnuji rekreačně, ☐ Příležitostně si například zaběhám nebo zahraji nějakou z týmových her, ☐ Nesportuji, ☐ Jiné (popište):		

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

……..... ……..……

Místo a datum Podpis probanda

Příloha D: Soubory přiložené na CD

- Adresář *Průběhy_EE*
    - Průběhy EE pro jednotlivé probandy
- Adresář: *Bland_Altman*
    - Bland-Altmanovy grafy pro jednotlivé kombinované metody
- Adresář *Skript*
    - Skript s algoritmem pro výpočet EE