

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Stanislav Machač

**Srovnání energetického výdeje pomocí
pohybových senzorů s jinými
standardizovanými metodami**

Diplomová práce

Praha 2010

Autor práce:

Bc. Stanislav Machač

Vedoucí práce:

Doc. MUDr. Jiří Radvanský CSc.

Oponent práce:

Datum obhajoby:

Hodnocení:

Bibliografický záznam

MACHAČ, Stanislav. *Srovnání energetického výdeje pomocí pohybových senzorů s jinými standardizovanými metodami*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2010. 87 s. Vedoucí diplomové práce Doc. Jiří Radvanský, CSc.

Anotace

Diplomová práce „Srovnání energetického výdeje pomocí pohybových senzorů s jinými standardizovanými metodami“ ve své teoretické části pojednává o vlivu nadměrného energetického příjmu a nízkého energetického výdeje na rozvoj některých civilizačních onemocnění. Jako základní pohybová aktivita je nejčastěji doporučována chůze. V práci jsou zdůrazněny její hlavní benefity. Teoretická část dále uvádí poznatky týkající se energetického metabolismu a především se zaměřuje na možnosti měření energetického výdeje. Zmíněny jsou referenční metody monitorace energetického výdeje ve srovnání s metodami, které jsou pro svou ekonomickou dostupnost a snazší obsluhu použitelné v běžném životě. Cílem praktické části je hodnocení energetického výdeje vykázaného algoritmy akcelerometru Omron HJ-720IT a přístroje SenseWear Armband. Jako referenční metoda byla využita nepřímá kalorimetrie analyzátozem dýchacích plynů MedGraphics VO 2000. Sledovanou aktivitou bylo laboratorní modelování chůze. Ta byla vykonávána na elektronickém běhátku, které generovalo předem definované rychlosti, sklony a kombinace těchto veličin.

Annotation

Diploma thesis: **Comparison of measurements of the energy expenditure by movement sensors and other standardised methods**

The theoretic part of this dissertation examines the influence of excessive energy intake and low energy expenditure on development of lifestyle diseases. Walking is the most recommended example of basic movement activity and there are emphasised its main health benefits in the work. The theoretical part is further exploring the energy metabolism and focuses especially on the possibility of its measuring. In this work are compared referential methods of monitoring of the energy expenditure to the methods applicable in everyday life. The aim of the practical part is the evaluation of the energy expenditure calculated by algorithms of the Omron HJ-720IT and the SenseWear Armband. As the reference method has been used indirect calorimetry with the use of the analyzer of respiratory gases MedGraphics VO 2000. The monitored activity was the laboratory simulation of walking. The walking has been performed on electronic treadmill, which has generated the predefined speed, gradients and combinations of these factors.

Klíčová slova

energetický výdej, chůze, akcelerometr, Omron HJ-720IT, SenseWear Armband, MedGraphics VO 2000

Keywords

Energy expenditure, walkinkg, accelerometer, Omron HJ-720IT, SenseWear Armband, MedGraphics VO 2000

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci zpracoval samostatně a použil jen uvedené prameny a literaturu. Současně dávám svolení k tomu, aby tato diplomová práce byla umístěna v Ústřední knihovně UK a používána ke studijním účelům.

V Praze dne 22.dubna 2010

Stanislav Machač

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval Doc. Jiřímu Radvanskému za trpělivé vedení této práce a laskavý přístup během celého studia. Zároveň chci poděkovat rodině a přátelům za osobní i odbornou podporu.

Seznam zkratek

↑	zvýšení
↓	snížení
ADP	adenosindifosfát
AMP	adenosinmonofosfát
ATP	adenosintrifosfát
BM	bazální metabolismus
BMI	body mass index
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
CO ₂	oxid uhličitý
CP	kreatinfosfát
CSA	Computer science and applications monitor
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
DM	diabetes mellitus
DMII	diabetes mellitus 2. typu
EKG	elektrokardiomyografie
EV	energetický výdej
HbA _{1C}	glykovaný hemoglobin
HDL	lipoprotein o vysoké hustotě
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
ICHDK	ischemická choroba dolních končetin
ICHS	ischemická choroba srdeční
IR	inzulínová rezistence
kcal	kilokalorie
kJ	kilojoule
KM	klidový metabolismus
LA	laktát
LDL	lipoprotein o nízké hustotě
LoA	limits of agreement
MET	metabolický ekvivalent
MS	metabolický syndrom
NK	nepřímá kalorimetrie

O ₂	kyslík
P	fosfát
PA	pohybová aktivita
REE	resting energy expenditure = klidový energetický výdej
SAD	sagitální abdominální rozměr
SD	směrodatná odchylka
SWA	Sense Wear Armband
sy	syndrom
TF	tepová frekvence
TK	krevní tlak
VMK	vyšší mastné kyseliny
VO _{2 max}	maximální spotřeba kyslíku
VO _{2 peak}	vrcholová spotřeba kyslíku

Obsah

SEZNAM ZKRATEK	1
OBSAH	3
ÚVOD.....	5
CÍLE.....	7
VĚDECKÉ OTÁZKY	7
1. POHYBOVÁ INAKTIVITA	8
2. POHYBOVÁ IN/AKTIVITA VE VZTAHU K METABOLICKÉMU SYNDROMU	9
2.1 <i>Diabetes mellitus II. typu</i>	<i>10</i>
1.1 <i>Zdravotní benefity pohybové aktivity</i>	<i>11</i>
2.1.1 <i>Studie sledující vliv PA na DMII.....</i>	<i>15</i>
1.2 <i>Chůze jako zdravotní benefit.....</i>	<i>16</i>
3. ENERGETICKÝ METABOLISMUS	19
3.1 <i>Hlavní typy energetických substrátů</i>	<i>19</i>
3.2 <i>Energetický výdej</i>	<i>20</i>
3.2.1 <i>Bazální energetická spotřeba, bazální metabolismus (BM)</i>	<i>20</i>
3.2.2 <i>Klidová energetická spotřeba, klidový metabolismus (KM).....</i>	<i>21</i>
3.2.3 <i>Pracovní metabolismus</i>	<i>21</i>
4. MOŽNOSTI MONITORACE ENERGETICKÉHO VÝDEJE	23
4.1 <i>Referenční metody v hodnocení EV.....</i>	<i>25</i>
4.1.1 <i>Přímá kalorimetrie.....</i>	<i>25</i>
4.1.2 <i>Analýza výměny dýchacích plynů.....</i>	<i>26</i>
4.1.3 <i>Metoda dvojitě značené vody</i>	<i>27</i>
4.2 <i>Metody využitelné v praktickém životě</i>	<i>28</i>
4.2.1 <i>Dotazníky pohybové aktivity</i>	<i>28</i>
4.2.2 <i>Měřiče tepové frekvence.....</i>	<i>29</i>
4.2.3 <i>Pohybové senzory na principu GPS.....</i>	<i>29</i>
4.2.4 <i>Pohybové senzory na principu akcelerometrie</i>	<i>30</i>
4.2.5 <i>Praktické požadavky na technické provedení akcelerometrů.....</i>	<i>32</i>
4.2.6 <i>Příklady komerčně dostupných akcelerometrů</i>	<i>33</i>
4.3 <i>Přístroje testované v praktické části práce</i>	<i>36</i>
4.3.1 <i>Omron Walking Style Pro, typ HJ-720IT.....</i>	<i>36</i>
4.3.2 <i>Sense Wear Armband.....</i>	<i>39</i>
METODIKA.....	45
<i>Soubor probandů.....</i>	<i>45</i>
<i>Zátěžový protokol</i>	<i>46</i>
<i>Monitorace energetického výdeje.....</i>	<i>47</i>
<i>Analýzátor dýchacích plynů VO2000, MedGraphics</i>	<i>47</i>
<i>Akcelerometr Walking Style Pro - typ HJ-720IT, Omron.....</i>	<i>48</i>
<i>Přístroj SenseWear Armband, Bodymedia</i>	<i>48</i>
<i>Antropometrie.....</i>	<i>49</i>
VÝSLEDKY	50
<i>Statistická analýza.....</i>	<i>51</i>
<i>Pearsonovy korelační koeficienty.....</i>	<i>51</i>
<i>Výpočet průměrných odchylek.....</i>	<i>53</i>
<i>Vyjáždění shody metod (Omron HJ-720IT a SWA vs. VO 2000) dle Blanda a Altmana.....</i>	<i>55</i>
EXPERIMENTY	56
<i>Experiment I. - Závislost EV na počtu monitorovaných kroků.....</i>	<i>56</i>

<i>Experiment II. – Tepelná izolace SWA</i>	57
<i>Experiment III. – Výpočet EV ve vyšší teplotě vzduchu</i>	58
<i>Experiment IV – Antiperspirant</i>	59
<i>Experiment V – Role dominantní HK ve výpočtu EV SWA</i>	59
<i>Experiment VI – Vzorec pro výpočet EV (kcal) akcelerometrem Omron HJ720 - IT</i>	60
<i>Experiment VII – Závislost EV na rychlosti</i>	61
DISKUZE	63
<i>VO 2000 jakožto referenční metoda</i>	63
<i>Omron HJ-720IT</i>	64
<i>SWA</i>	66
<i>Porovnání SWA a Omronu HJ-720IT</i>	68
ZÁVĚR	69
POUŽITÁ LITERATURA	70
SEZNAM PŘÍLOH	73
SEZNAM PŘÍLOH	73
PŘÍLOHY	74

Úvod

Ke snížení rizik civilizačních chorob je doporučováno navýšení energetického výdeje (EV) pohybovou aktivitou (Křenová P. et al., 2000). Zejména v raných fázích změny životního stylu je výhodné mít k dispozici prostředek objektivizující EV. K tomuto účelu byla vedle jiných metod vyvinuta i řada přístrojů pracujících na principu monitorování pohybu. Tyto přístroje přinášejí člověku ohroženému energetickým přebytkem zpětnou vazbu, která může znamenat cennou motivaci a změnu alibistické představy o dostatečném EV během všedního dne.

Je zřejmé, že všechny metody hodnocení EV mají v jistém smyslu své výhody i nevýhody. V souhrnu jsou uvedené v kapitole č. 4. Nejpřesnější metody bývají příliš technicky náročné, drahé, a zpravidla nemají uplatnění v praktickém životě ve smyslu každodenní zpětné vazby pro pacienta. Takové metody často navíc omezují mnohé běžné aktivity už velikostí technických prostředků či nutností technického zázemí (Schoeller D.A., Racette S.B., 1990). Naproti tomu levné, jednoduché metody (např. krokoměry) bývají poměrně nepřesné. Zde se vytváří prostor výzkumu, jehož cílem je „vyladit“ technické provedení, včetně softwarového řešení a praktického použití těch běžnějších, praktičtějších a lacinějších prostředků za pomoci těch dražších, sofistikovanějších, ba i rozměrnějších, které nemohou být výhodné pro masivní použití (přímá kalorimetrie, nepřímá kalorimetrie měřením spotřeby O_2 či dvojitě značená voda). Tyto náročnější metody považujeme za referenční. Za hraničně referenční metodu můžeme považovat tabelární hodnoty EV, které byly stanoveny nepřímou kalorimetrií při použití Douglasových vaků a se stanovením koncentrace O_2 a CO_2 volumetricky dle Scholandera.

Předmětem této práce je monitorování energetického výdeje během chůze. Konkrétně budeme hodnotit možnosti monitorování akcelerometrem Omron HJ-720IT a přístrojem SenseWear Armband - Bodymedia v laboratorních podmínkách na elektronickém běhátku v definovaných rychlostech, sklonech a kombinacích těchto veličin. Oba testované přístroje mají k dispozici software, který počítá s daty z pohybových senzorů – v principu akcelerometrů. V případě přístroje Sense Wear

Armband (SWA) i ze senzorů jiných modalit, viz kapitola 4.2.3. Při větší snaze výrobců však nemůže žádná jedna regresní rovnice přesně předikovat energetický výdej, protože neexistuje univerzální vztah mezi pohybem a energetickým výdejem pro rozmanité aktivity, už pro individuální velikost pozátěžové termogeneze a vzájemné ovlivnění termogeneze postprandiální a pozátěžové (Berntsen S.et al., 2008). Jako referenční měření spotřeby energie při chůzi na běhátku jsme zvolili nepřímou kalorimetrii, kdy vypočítáváme EV ze spotřeby kyslíku – tuto spotřebu v našem případě monitoroval analyzátor dýchacích plynů MedGraphics VO 2000. Tento přístroj je mobilní, proto se hodí i pro použití v terénních podmínkách. Tak mohou v budoucnu na naši práci navazovat další měření EV na stejném přístroji v terénu. Pro srovnání výsledků z nepřímé kalorimetrie jsou v případě rovinných úseků uvedeny i příslušné hodnoty EV vypočítané rovnicí dle Andersena (Andersen K.L. et al., 1978).

Cíle

- srovnat hodnotu energetického výdeje vykázaného akcelerometrem Omron HJ-720IT a přístroje SenseWear Armband s hodnotou zjištěnou nepřímou kalorimetrií (s použitím analyzátoru dýchacích plynů VO 2000)
- EV testovaných přístrojů z rovinných úseků srovnat s výsledky rovnice pro výpočet EV
- zjistit, zda hodnota EV dle akcelerometru Omron HJ-720IT více odpovídá celkovému EV či pouze pracovnímu přírůstku EV
- upozornit na některé principy ve fungování pohybových senzorů - akcelerometrů

Vědecké otázky

- 1) Jak vypadá v různých intenzitách běžné pohybové aktivity srovnání EV stanoveného pomocí VO2000 a pomocí akcelerometru Omron HJ-720 ?
- 2) Jak vypadá v různých intenzitách běžné pohybové aktivity srovnání EV stanoveného pomocí VO 2000 a pomocí přístroje SenseWear Armband ?

1. Pohybová inaktivita

Politicko-ekonomický vývoj lidstva vedl k nerovnoměrnému rozdělení bohatství (Sedláček T., 2009). Dnes jsme v situaci, kdy nemalá část populace přežívá za hranicí hladomoru a jiné části světa naproti tomu vyvíjí sofistikované metody v boji proti následkům energetického přebytku. Eticky se příliš nesluší tyto dva póly srovnávat, nicméně musíme konstatovat, že v jistém ohledu nevyvážená rovnice energetický příjem/výdej v obou extrémech vede k reálnému ohrožení života a jeho kvality. Pro člověka ve stavu energetického nadbytku platí zpravidla jasná výhoda, totiž že ten má v mnohem větší míře osud ve svých rukou. Zdravotní nebezpečí, jejímž významným faktorem je porušení rovnice příjem/výdej ve smyslu nadměrného příjmu potravy a nedostatku pohybové aktivity jsou známá a mnohokrát publikovaná. Doporučení týkající se racionální stravy a pohybu jsou opravdu rozšířená, obecně přijímaná, avšak jejich uvedení do praxe má velké rezervy.

Nejpalčivějšími riziky v souvislosti s inaktivitou a neuváženým příjmem energie jsou intolerance glukózy ve smyslu inzulínové rezistence, porucha lipidového metabolismu na úrovni mitochondrií svalových buněk, porucha funkce adipocytů a z toho plynoucí obezita (jasné riziko zpravidla nad BMI 28, značné nad 30), zvýšený systolický i diastolický tlak, dyslipémie (typicky zvýšení celkového cholesterolu, triglyceridů, LDL a snížení HDL) a další symptomy metabolického syndromu, viz příloha č.1.

Metabolické poruchy spolu se zvýšeným krevním tlakem jsou hlavním činitelem mikro- a makrovaskulárních patologických změn. Dlouhodobě tak vznikají patofyziologické cesty hlavně k diabetu mellitu II. typu (DM II.), dále k ischemické chorobě srdeční (ICHS), ischemické chorobě dolních končetin (ICHDK), iktu a dalším chorobám včetně zničující dekondice.

Epidemiologické studie poukazují na dramatický nárůst incidence těchto jevů za posledních 50 let, přičemž za hlavní příčinný faktor se považuje sedavý způsob života a nadměrný kalorický příjem (Hawley J.A., 2004).

2. Pohybová in/aktivita ve vztahu k metabolickému syndromu

Společenská závažnost chronického stavu energetického nadbytku se asi nejlépe prezentuje na tzv. metabolickém syndromu (MS), neboli syndromu inzulinové rezistence (IR). V literatuře narážíme na další pojmenování (syndrom X, civilizační sy, deadly quartet,...).

Metabolický syndrom typicky vzniká u jedinců s vysokým energetickým příjmem a nízkým energetickým výdejem. Tedy u lidí s nadměrným příjmem potravin a dlouhodobě pohybově inaktivních. Tímto způsobem se pravděpodobně aktivují do té doby neaktivní geny, které zásadně přispějí ke vzniku samotného metabolického syndromu. Svou roli tedy velmi pravděpodobně hrají dědičné predispozice. Ve fázi před vznikem MS, můžeme přiměřenou PA považovat za klíčovou součást **primární prevence**. Po vzniku MS se jedinec obvykle cítí v raných fázích subjektivně zdravý a zvyšuje se jeho nadváha či obezita. S odstupem dalších 1-2 dekád se výrazně zvyšuje náchylnost takového člověka k následujícím projevům:

- diabetes mellitus II. typu (DMII)
- kardiovaskulární choroby
- hypertenze
- rychleji progredující arteroskleróza a její následky
- obezita
- některé typy zhoubných nádorů
- syndrom polycystických ovarií

Zvýšením energetického výdeje PA a snížením energetického příjmu můžeme prodloužit odstup mezi subjektivně asymptomatickou fází MS a vznikem výše uvedených projevů. PA zde plní roli **sekundární prevence**.

Stručně se zastavíme u diabetu mellitu II. typu, jakožto závažné choroby, ve kterou často ústí syndrom IR:

2.1 Diabetes mellitus II. typu

Diabetes mellitus II. typu neboli úplavice cukrová (cukrovka) je závažné endokrinní onemocnění způsobující poruchu látkové přeměny. Vzniká na terénu dědičné predispozice, nicméně zásadním faktorem jeho rozvoje je dlouhodobý stav energetického nadbytku. Je to onemocnění nevléčitelné, ale vhodnou životosprávou spolu s medikací je možné dlouhodobě tlumit jeho projevy a následky (ÚZIS ČR, 2009).

Současně se počet lidí s diagnostikovaným DMII se v ČR odhaduje přibližně na 800 000 (pokud přidáme odhad těch nediodagnostikovaných, jde zhruba o jeden milion). Zpočátku uvedeme několik statistických čísel ze zprávy Ústavu zdravotnických informací a statistiky ČR za rok 2008 (aktuálnější dosud nebyla zveřejněna). Zpráva souhrnně pojednává o všech formách diabetu, nicméně DMII je zastoupen v 91% (ÚZIS ČR, 2009):

- počet léčených diabetiků 774 tis., téměř o 19 tis. (2,4%) více než v předchozím roce
- z toho 1662 dětí do 19 let
- sestupný trend počtu osob léčených pouze dietou (toho roku 210 000)
- chronické komplikace se vyskytují dlouhodobě u 27% léčených diabetiků
- nemocným bylo k dispozici 414 diabetologických ordinací, kde v přepočtu na 1 úvazek lékaře připadalo v průměru 2016 diabetiků
- v r. 2008 poskytly tyto diabetologické ordinace 2 099 662 vyšetření nebo ošetření (zajímavé, že méně než v předchozím roce); 15,8% diabetiků bylo čistě jen v péči praktického lékaře

Aby ve zprávě nechyběla pozitivní informace, autoři upozorňují, že se meziročně nezvýšila dynamika růstu počtu pacientů s diabetem. Nejde tedy o stagnaci prevalence, ale o stagnující dynamiku růstu, který trvá. Je třeba zdůraznit, že do čísla téměř 800 000 jsou zahrnuti pouze registrovaní diabetici. Rozvoj nemoci je zpravidla plíživý a bylo opakovaně prokázáno, že vlastní diagnóza následuje v případě DMII obvykle 6-10 let po vlastním začátku nemoci (Kvapil M., 2004). Je tomu tak buď zcela náhodně nebo typicky ve chvíli, kdy pacient vyhledá lékaře pro symptomy dekompenzace (akutní kóma, nefropatie, retinopatie, ateroskleróza s nebezpečím

gangrény DKK, infekce, neuropatie, ...) (ÚZIS ČR, 2009). Do uvedeného čísla dále nejsou zahrnuti všichni lidé se syndromem inzulinové rezistence. Jejich celkový počet prakticky nemůže být objektivně registrován. Nicméně skupina lidí s IR je sama o sobě z důvodu přítomné inzulinorezistence a hyperinzulinémie zvýšeně zatížena rizikem hlavně makrovaskulárních komplikací. Riziko makrovaskulárních komplikací (ICHS, ICHDK, CMP, ..) se významně zvyšuje už při glykémii 6mmol/l, zatímco riziko mikrovaskulárních komplikací je signifikantně vyšší při hodnotě nad 7mmol/l (Kvapil M., 2004). Nemocní s diabetem jsou natolik ohroženi makrovaskulárními komplikacemi, že je třeba na ně z hlediska rizikové stratifikace pohlížet jako na pacienty s potřebou sekundární prevence ICHS. V tomto ohledu je základním opatřením důsledná kontrola krevního tlaku, kdy jsou naším cílem hodnoty pod 130/80mmHg.

Cílem léčby pacienta s DM je plnohodnotný aktivní život. K tomu je zapotřebí dostatečná metabolická kompenzace, prevence akutních a chronických komplikací a ovlivnění dalších přidružených chorob (Svačinová H., 2007). To je podmíněno normalizací hodnot glykemie a vyrovnání diabetické dyslipémie, normalizace krevního tlaku a přiblížení k normální hmotnosti.

Fyzická aktivita je vedle diabetické diety nezastupitelnou součástí léčby. Obecně platí, že vhodně zvolená pohybová aktivita má potenciál zdravotní stav diabetika výrazně zlepšit, naopak nesprávně vedená PA může vézt k poškození nemocného (Svačinová H., 2007). PA u diabetika plní roli **sekundární až terciální prevence**.

1.1 Zdravotní benefity pohybové aktivity

Přiměřená pravidelná PA má u těchto pacientů pozitivní vliv na IR, obezitu, lipidový profil, TK, endoteliální dysfunkce, množství viscerálního tuku, periferní i centrální adaptaci oběhu, proces aterosklerózy, psychický stav a prakticky na všechny patologické symptomy jmenované výše. Předností PA je fakt, že jako jediný léčebný prostředek pozitivně ovlivňuje všechny tyto symptomy najednou.

Trénink s převahou vytrvalostní složky (případně v kombinaci s odporovým tréninkem) má v oblasti metabolismu prokazatelně za následek:

- zvýšení senzitivity inzulínových receptorů
- důsledkem toho je nižší plazmatická koncentrace inzulínu
- důsledkem toho zvýšené využívání tuků, tím se omezuje spalování svalového glykogenu
- klesá krevní hladina cholesterolu, triacylglycerolů, LDL, stoupá HDL
- během zátěže snížený oxidační stres, což zpomaluje proces aterogeneze
- postupnou změnu enzymatické a proteinové výbavy rychlých vláken směrem k extrému „rychlá oxidativní“ vlákna
- důsledkem toho je pokles katecholaminů při stejné zátěži již po několika dnech tréninku (Kolář P. et al., 2009)
- na subcelulární úrovni zlepšení funkce mitochondrií a zvýšené využití intracelulárních tukových zásob (Toledo F.G.S. et al., 2007; Lumini J.A. et al., 2008)

Zvýšená citlivost inzulínových receptorů svalů, jater a tukové tkáně se objevuje už po jediné intenzivnější zátěži vytrvalostního charakteru. Tato zátěžová reakce mizí u zdravých jedinců po 24-48 hodinách, u inzulínrezistentních podstatně dříve (u diabetika 2. typu 8-12 hod). Dlouhodobý zdravotní benefit však přináší teprve pravidelná PA spíše vytrvalostního rázu, která potencuje adaptační mechanismy. Pacientům je třeba připomínat fakt, že všechny adaptační mechanismy jsou přechodné a mizí, pokud není PA opakována (Máček M., Vávra J., 1988). Adaptační mechanismy se nejčastěji tradičně rozčleňují na oblast metabolickou, kardiovaskulární, bronchopulmonální, adaptaci lokomočního ústrojí, adaptaci ve smyslu změny tělesného složení a adaptaci psychickou. Změny v těchto tradičně členěných oblastech jsou dnes souhrnně vysvětlitelné na molekulární úrovni. Při vědomí funkčních interakcí všech těchto systémů jsme se na tomto místě zaměřili hlavně na pozátěžovou adaptaci metabolickou, která zahrnuje klíčové procesy v boji proti inzulínové rezistenci.

Úloha mitochondrií

V poslední době jsou intenzivně zkoumány děje související s IR na subcelulární úrovni. Jako příklad uvádíme některé poznatky o úloze mitochondrií. Mitochondriální hustota v kosterním svalu a funkce těchto mitochondrií patrně hrají jednu z klíčových úloh v patofyziologii DM2 i v jeho prevenci a léčbě pohybovou aktivitou. Známy je fakt, že denzita mitochondrií v kosterním svalu jedince s diagnostikovaným DM2 i jedince s touto dědičnou predispozicí je snížena. Zároveň je zhoršena funkce takových mitochondrií (především sníženou aktivitou elektricky nabitých transportních kanálů), (Lumini J.A. et al., 2008). Nicméně mitochondrie jsou u zdravého jedince velmi plastické orgány, které při porušené funkci rychle regenerují v návaznosti na tělesnou zátěž. Otázkou je, v jakém rozsahu jsou tyto změny možné u jedince s DM2. V tomto směru přinesla povzbudivé výsledky americká studie (University of Pittsburgh School of Medicine) publikovaná roku 2007:

S deseti diabetiky trénovali zhruba 4 měsíce (16-20 týdnů) na střední zátěži (60-70% TF max). Cílem bylo dosáhnout snížení hmotnosti alespoň o 7% a věnovat se tréninku většinu dní v týdnu. Přitom byli instruováni pro tréninky trvající 30 min první měsíc a další 40 min. Účastníci každý týden navštěvovali dietního specialistu, s jehož pomocí redukovali energetický příjem přibližně o 25%. Ve výběru PA měli dobrovolníci do určité míry volnost, přičemž většina účastníků zvolila jako tréninkovou aktivitu chůzi. PA byla vždy sledována monitorem TF. Za využití regrese se spotřebou kyslíku během zátěže byl díky hladině TF prováděn dosti přesný odhad EV. Po celé intervenci pacienti redukovali hmotnost o $7,1\pm 0,8\%$, $VO_2\text{max}$ zvýšili o $12\pm 1,6\%$, inzulínová senzitivita se zlepšila o $59\pm 21\%$ ($P<0,05$). V neposlední řadě bylo zásadní zvýšení denzity mitochondrií v kosterním svalu (prokázáno biopsií m.vastus lateralis „před“ a „po“ intervenci) o $67\pm 17\%$, ($P<0,01$) (viz obrázek č. 1) a zlepšení funkce těchto mitochondrií. Přitom EV během zátěže koreloval se stupněm zlepšení inzulínové senzitivity ($r=0,84$, $P<0,01$).

Byla tedy evidentně prokázána změna na úrovni mitochondrií v návaznosti na pravidelnou PA. To jde ruku v ruce se snížením hmotnosti a zvýšením zdatnosti. Nicméně stále není prokázáno, do jaké míry jsou za sníženou inzulínrezistenci primárně

zodpovědné mitochondrie a jakou roli v tomto procesu hrají ostatní zdravotní benefity (↑zdatnosti, ↓procenta tukové tkáně apod.).

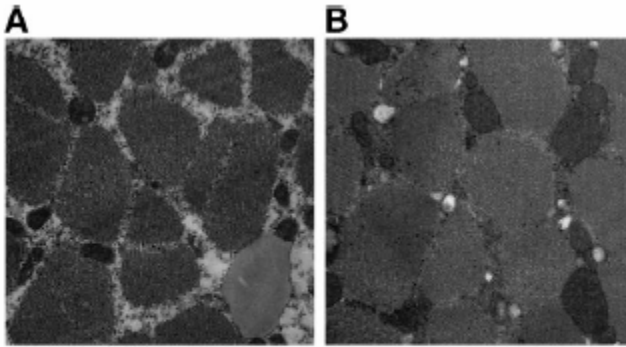


FIG. 1. Representative transmission electron micrographs of skeletal muscle tissue obtained from the same volunteer before (A) and after (B) intervention. Mitochondrial density and size were increased after intervention.

Obr. 1, Prokazatelné zvýšení denzity mitochondrií a jejich velikosti v m. vastus lateralis po zhruba 4 měsíčním tréninku (Toledo F.G.S. et al., 2007).

Úloha adipocytů

Pohybovou aktivitou můžeme zasáhnout proti patofyziologickému procesu, jenž vede k ukládání tukových zásob a hypertrofii adipocytů. Při výrazně pozitivní energetické bilanci se totiž zvětšením objemu adipocytů sníží hustota inzulínových receptorů, což velmi přispívá k rozvoji IR. V adipocytech potom vzniká deficit aglycerolfosfátu, produktu glukózy nezbytného pro esterifikaci volných mastných kyselin (VMK) a dochází ke snížení clearance VMK v plazmě. Tyto VMK stimulují glukoneogenezi a zvýšený výdej glukózy játry a zároveň inhibují inzulímem stimulovanou clearance glukózy ve svalích. VMK mohou akumulovat ve svalové tkáni a tímto způsobem způsobovat IR. Z toho důvodu se kompenzatorně zvyšuje inzulínová sekrece, vzniká hyperinzulinémie a v důsledku až vyčerpání β -buněk pankreatu a snížení hladiny inzulínu.

Na tomto místě jsme jen naznačili některé procesy buněčné a subcelulární úrovně, komplexní pojetí této problematiky by bylo daleko nad rámec této práce.

2.1.1 Studie sledující vliv PA na DMII

Existuje bezpočet studií sledující vliv pohybu na syndrom IR a konkrétně na DMII. Boulé at al. provedl metaanalýzu zaměřenou na vliv především aerobního cvičení na glykemickou kontrolu a tělesnou hmotnost u diabetiků II. typu (Sigal J. R. et al., 2004). Hodnocené klinické zkoušky musely mít trvání alespoň 8 týdnů. Zařazeno bylo 12 studií se zaměřením na aerobní trénink, 2 studie na trénink odporový. Celkem šlo o 504 probandů. Kontrolní a cvičící skupiny se před začátkem tréninku významně nelišily v hodnotách glykovaného hemoglobinu ani v tělesné hmotnosti. V souhrnu bylo výsledkem studií jasné zvýšení glykemické kontroly (HbA1C), ale nebyl zaznamenán rozdíl v tělesné hmotnosti. Nutno však poznamenat, že u těchto studií se nezkoumalo tělesné složení, resp. jeho změna.

Pozdější metaanalýza stejného autora se zaměřila čistě na aerobní trénink (Sigal J. R. et al., 2004). Konkrétně na vztah mezi intenzitou cvičení, jeho objemem, změnami v kardiorespirační zdatnosti a změnami v HbA1C. Intenzity cvičení se pohybovaly v rozsahu od 50 do >75% VO_{2max} , při objemu 8,75-24,75 MET-hodin/týden. Výsledkem bylo klinicky významné zvýšení VO_2 max o 11,8 % u cvičící skupiny, naopak o 1% menší VO_{2max} u skupiny kontrolní se zjištěním, že větší predikční význam pro hladinu HbA1C má intenzita cvičení ($r=-0,91$, $p=0.002$) než objem cvičení ($r=-0,46$, $p=0,26$).

Doporučení konkrétní dávky pohybu pro tyto pacienty se podle zdrojů liší. Nejčastěji se u těchto pacientů doporučuje především aerobní PA o mírné až střední intenzitě provozovaná v ideálním případě denně, po dobu 30-60 minut - za účelem redukce hmotnosti spíše na horní hranici tohoto časového rozmezí a více. Mnozí pacienti mají problém subjektivně zhodnotit „mírnou až střední“ intenzitu. I z toho důvodu je vhodná konzultace s lékařem či fyzioterapeutem. V indikovaných případech je lépe provést zátěžový test. V případě chůze se doporučuje chodit zhruba rychlostí 4-6km/hod s přihlédnutím ke konkrétnímu stavu pacienta (Matoulek M. et al., 2008). Dalšími doporučovanými aktivitami jsou plavání, jízda na kole, nordic walking či moderně aqua aerobic a další. Pro zvýšení množství svalové hmoty a tím i nárůst počtu inzulínových receptorů využíváme také benefity odporového tréninku. Zejména v samém počátku cvičení se doporučuje konzultace s odborníkem, který pomůže vybrat druh aktivity, její konkrétní provedení, upozorní na rizika spojená s PA, případně na

souvislosti s farmakoterapií a dietou a zhodnotí kontraindikace. Upozorní také na vyloženě nevhodné PA a především by měl dokázat namotivovat pacienta k pohybu.

Ať už pro lidi s diagnostikovaným diabetem (I. i II. typu), diabetem doposud neodhaleným, ale obecně naprostou většinu lidí ohrožených symptomy inzulinové rezistence je PA významný zdravotní benefit. Protektivní účinek PA snižuje mortalitu a morbiditu asi o 40% oproti těm, kteří vedou sedavý způsob života (Kolář P. et al., 2009). Předností PA je fakt, že patrně jako jediný léčebný prostředek pozitivně ovlivňuje všechny tyto symptomy najednou. Takového účinku se stěží dosáhne farmakologicky.

1.2 Chůze jako zdravotní benefit

Chůze je nejpřirozenějším lidským lokomočním pohybem, fylogeneticky velmi starým. Jako PA je přirozená, finančně nenáročná, obecně dostupná a přináší benefity i pro seniory, lidi s nadváhou (zhruba do BMI 30) či s diabetem (tedy alespoň bazálně kompenzovaným diabetem, kdy nehrozí akutní komplikace). Chůze narozdíl od běhu příliš nezatěžuje velké nosné klouby, její technika je nenáročná.

Chůzi je možné dávkovat podobně jako jiné léčebné prostředky. Jako jiné pohybové aktivity je možné ji modulovat intenzitou, frekvencí a dobou trvání. Můžeme ji také provozovat na různých površích a v různém sklonu terénu. Všechny tyto faktory ovlivňují energetický výdej. Mnoho studií přináší důkazy, že chůzi lze s úspěchem aplikovat jako každodenní tréninkový program. Nicméně další výhodou je fakt, že navýšení denního EV je možné realizovat i v rámci navýšení habituálních PA.

V mnoha případech je vhodné nějakým způsobem objektivizovat chůzi během jednotlivých dnů. Je to výhodné jednak jako zpětná vazba pro preskripci chůze jako léčebného prostředku a zvláště jako motivační nástroj pro pacienta. Jako objektivizační prostředky objemu a intenzity chůze se v praxi nejvíce používají měřiče tepové frekvence (viz kapitola 4.2.2) a akcelerometry (či pedometry), jejichž výstupem je především počet kroků/den a vypočítaný EV. Přesností EV vypočítaného běžně dostupnými akcelerometry se zabývá praktická část této práce.

Počet kroků/den je poměrně použitelnou informací. Nejznámější doporučení pro populaci obecně je dosažení počtu 10 000 kroků/den (Tudor-Locke C., Bassett R. D. Jr, 2004). Tato hodnota vešla ve známost hlavně díky médiím. Tuto cifru doporučovaly některé japonské sportovní kluby již v 60. letech 20. století. Zdá se být odůvodnitelným číslem u víceméně zdravých dospělých. Tato cifra má několik předností:

- kulatá, snadno zapamatovatelná
- jasný numerický cíl pro PA
- zaměřena na chování, nikoliv na konkrétní výdej – tudíž je univerzálněji použitelná pro různé lidské konstituce

Je ovšem poněkud vysoká u některých skupin lidí (především pro seniory s chronickými nemocemi) a naopak příliš nízká pro děti, tj. pro významnou cílovou skupinu pro boj s obezitou. Jiná doporučení nepracují s konkrétním cílovým číslem, nýbrž s určitými hodnotami, o které se postupně navyšuje dosavadní počet kroků. (Sugiura H. et al., 2002)

Ze zjištěného počtu kroků/den, je možné usuzovat na životní styl:

<5000	sedavý životní styl
5000 – 7499	málo aktivní
7500 – 9999	poněkud aktivní
10000a více	aktivní
> 12500	velmi aktivní

V americké studii z r. 2004 autoři porovnali populární doporučení pro PA. Konkrétně porovnali doporučení ve smyslu počtu kroků/den s jinými formami doporučení (Tudor-Locke C., Bassett R. D. Jr, 2004). V závislosti na rychlosti chůze a hmotnosti je energetický ekvivalent 10 000 kroků zpravidla v intervalu 300-400 kcal. To na první pohled nekoresponduje s doporučením 30 min aerobní aktivity denně (tj. u stejně vážícího člověka zhruba 150 kcal). Tato diskrepance je patrně vysvětlitelná tím, že oněch 30 min je myšleno nad rámec habituální denní aktivity, 10 000 kroků nikoliv. Ve jmenované studii najdeme odkazy na další výzkumy, které s různým výsledkem srovnávají skupiny, které splnily kritéria 10 000 kroků/den či 30 min PA nad rámec habituálních činností. Z výsledků spíše vyplývá, že splnění kritérií záleží na dosavadní

habituální aktivitě jedinců. Pro příklad: ve studii, pro kterou byli nabíráni probandi průměrného věku 29 let, z centra výzkumu pro PA (už se dala očekávat nadprůměrná habituální aktivita), byly výsledky následující: 73% dobrovolníků, kteří nahlásili alespoň 30 min PA v předešlých 7 dnech, také v těchto dnech dosáhli 10 000 kroků. Naopak v jiném výzkumu, kde byly nabírány převážně málo aktivní ženy (původně v průměru 7220 kroků/den), po předepsané chůzi alespoň 30 min/den jen 38-50% dosáhlo 10 000 kroků v některém dni.

Z další studie (Yamanouchi K. et al., 1995) je patrná důležitost dostatku času a motivace pro navýšení denní PA. Pacienti s diabetem, kteří žili během výzkumu v nemocnici, dostali za úkol vykonat minimálně 10 000/den. Výzkum trval 6-8 týdnů. Po této době se probandi dostali na průměrný denní počet 19 000 kroků/den a redukovali v průměru 7,72 kg hmotnosti (téměř o 3,6 kg více než skupina pouze na dietě s průměrem 4 000 kroků/den). To jsou velmi povzbudivé výsledky, nicméně je nutné vzít v úvahu fakt, že pacienti navýšili svůj počet kroků/den o 9000 více než bylo předepsáno. Toho patrně dosáhli po velké motivaci díky nemocničnímu personálu a dostatku volného času. V rámci této studie byl také nalezen lineární vztah mezi počtem kroků a inzulínovou senzitivitou ($r=0,73$, $p<0,001$). Korelace sice neukazuje na velmi těsný vztah, ale svědčí to o významném ovlivnění IR velikostí energetického výdeje.

3. Energetický metabolismus

Při pohybové aktivitě se zvyšuje aktivita metabolických dějů v organismu. Pracovní zatížení evokuje pro zajištění metabolických potřeb cestou nervových a humorálních regulací změny zejména v neuromuskulárním a kardiopulmonálním systému. Z hlediska energetického krytí zaujímají hlavní postavení makroergní substráty. Konkrétně to jsou glycidy, lipidy, v menší míře potom proteiny (Andersen K.L. et al., 1978). Tyto substráty se pro získání energie štěpí, případně transformují v produkty intermediárního metabolismu. Bezprostředním zdrojem energie pro svalovou kontrakci je potom adenosintrifosfát, jehož chemická energie se mění v energii mechanickou (Máček M., Vávra J., 1988).

3.1 Hlavní typy energetických substrátů

Z hlediska zásob uvedených energetických zdrojů dosahuje zásoba **ATP** řádově gramy až desítky gramů. Celková zásoba ATP je závislá především na hmotnosti, trénovanosti a pohlaví jedince. U mladého muže po nasycení a v klidu se energetický ekvivalent těchto zásob odhaduje na 5,5 kJ, tj. málo přes 1kcal. Tato zásoba při intenzivní svalové činnosti vystačí pouze na několik sekund.

Zásobu **cukrů** tvoří v zásadě jen jaterní a svalový glykogen, glukóza rozpuštěná v tělesných tekutinách je téměř zanedbatelná. Podle literatury celková zásoba cukrů činí závisle od tělesné konstituce 400-600g, tj. 1600-2000 kcal. Toto množství vystačí dle stejné literatury na dvě hodiny sportovní činnosti (Havlíčková L. et al., 2000). Podle přepočtu autora této práce je energetický ekvivalent takových zásob poněkud vyšší (až 3000 kcal). **Tuky** u průměrného muže vážícího 70 kg představují zhruba 10-20% hmotnosti, závisle na tělesné konstituci. Většina tuku je k dispozici jako palivo, což může představovat řádově 62 000 – 125 000 kcal. Takové zásoby vystačí v podstatě na neomezeně dlouhou činnost, kterou dříve ukončí únava a změny na pohybovém aparátu. Přitom při stejné absolutní zátěži střední intenzity budou dříve a více využívány tuky více adaptovanými jedinci na PA než jedinci netrénovanými. (Máček M., Vávra J., 1988). Funkce **bílkovin** jakožto zásobárny energie je druhotná, primárně mají stavební funkci a jejich energetický podíl stoupá až při dlouhotrvající zátěži a v období regenerace sil po pohybové činnosti. Nicméně zásoby proteinů jsou rozsáhlé (30 000 až

38 000 kcal), z čehož je pro energetiku použitelných pouze 15-20% zdroje. Užitečnost proteinů tkví v jiných fyziologických funkcích, jsou základem tvorby enzymů a především kontraktilního aparátu.

Tradičně se hrazení energie živinami dělí na procesy s převahou aerobní a anaerobní složky. Různé svaly mohou pracovat anaerobně poměrně rozdílnou dobu. Především záleží na tom, o který konkrétní sval jde, jak výkonné mitochondrie a enzymy anaerobní glykolýzy má k dispozici a jak velké zásoby glykogenu. Některé práce naznačují, že během intervalové zátěže dochází k centrální regulaci dějů ve svalech následujícím způsobem: Na začátku každého úseku intervalové zátěže zapojí CNS do akce více periferní vlákna (z procentuálně vyšším zastoupením rychlých vláken typu II.), jejichž produkce LA je metabolizována pomalejšími vlákny typu I. a II.A v centrální oblasti svalu. To funguje za předpokladu přiměřené intramyocytární zásoby mastných kyselin. Pokud jsou tyto zásoby příliš velké, potom bude i červené vlákno s dostatkem kyslíku následkem špatných regulací produkovat příliš mnoho LA a omezí svou funkci mitochondrií.

3.2 Energetický výdej

3.2.1 Bazální energetická spotřeba, bazální metabolismus (BM)

Odpovídá minimálnímu množství energie potřebnému k udržení homeostázy (Andresová M., Novák I., 2004). V praxi se pro její stanovení používá tabulková hodnota – tzv. náležitý tabulkový metabolismus. Tato hodnota se vypočítává z velikosti těla, věku a pohlaví, odpovídající průměrné zdravé populaci – tzn. 100% náležitého bazálního metabolismu. Přířímou či nepřímou kalorimetrií je možné ji měřit ráno před probuzením nebo těsně po probuzení, před požitím jídla, 12 – 14 hod po posledním jídle, v klidu a přiměřené pokojové teplotě. Hodnoty jsou v průměru 1200 – 1300 kcal/24 hod pro ženy; 1400 – 1500 kcal/24 hod pro muže.

3.2.2 Klidová energetická spotřeba, klidový metabolismus (KM)

Striktně vzato je to energetická spotřeba člověka v klidovém stavu, nejméně 3 hod po posledním jídle a nejméně v hodinovém klidu na lůžku v neutrální poloze. Úroveň klidového metabolismu je asi 110 – 120 % náležitého BM a tvoří zhruba 70% denní energetické spotřeby průměrného člověka.

3.2.3 Pracovní metabolismus

Je úroveň metabolismu při určité tělesné práci. Tvoří jej KM + pracovní přírůstky. Taková hodnota se nazývá hrubý energetický výdej. Jestliže potřebujeme zjistit množství energie, potřebné pouze pro sledovanou pohybovou aktivitu (čistý energetický výdej), potom musíme od uvedené hodnoty odpočítat množství energie, které odpovídá klidové energetické spotřebě. Tuto hodnotu můžeme odhadnout z normogramu nebo vypočítat podle uvedených vzorců.

Většina činností, ať už v zaměstnání nebo při domácích pracích, vyžaduje méně než trojnásobek klidové energetické spotřeby. Při sedavých zaměstnáních stráví velká většina populace již od svého dětství takřka třetinu svého času. Fyzicky náročných zaměstnání díky technologickému rozvoji ubylo a na úrovni, která by mohla ovlivnit zdravotní stav, se týká jen populačního zlomku. Proto stále přibývá potřeba "dohnat" tento deficit energetického výdeje pohybovou aktivitou ve volném čase. EV kolem 40 kcal.kg⁻¹.den⁻¹ už poukazuje na hypokinezu.

Celkový energetický výdej při určité činnosti je přímo úměrný jejímu trvání a její intenzitě. Z hlediska intenzity můžeme rozdělit fyzickou aktivitu následovně podle násobku MET (orientačně platí pro 20letého, průměrně zdatného muže):

< 3 METs	lehká
3 – 4,5 METs	střední
4,6 – 7 METs	těžká
7,1 – 9,9 METs	velmi těžká
>9,9 METs	vyčerpávající

Tabulkové hodnoty různých činností jsou ve výpočtu EV v praxi často přeceňovány. Důvodem je obvykle fakt, že jsou násobeny příliš dlouhým časem.

Zpravidla k tomu dochází tím způsobem, že se některou z referenčních metod stanoví energetická náročnost pro určitou činnost a publikuje v podobě tabulkových hodnot. Publikovaná energetická náročnost se často blíží více horní hranici dosažené intenzity než reálnému průměru úseku takové zátěže. V rámci delší aktivity často nejsou brány v potaz méně intenzivní úseky přerušované zátěže, pauzy apod. V praxi se tak vyhledá tabulková hodnota náležející dané činnosti a násobí se spíše vrcholovou než odpovídající průměrnou intenzitou. Z této kalkulace potom falešně vychází příliš vysoký EV.

4. Možnosti monitorace energetického výdeje

Pro objektivizaci PA byla vyvinuta řada metod a přístrojů. Měření pomocí přístrojů mají za cíl objektivně zaznamenat některé charakteristiky PA (tj. intenzita, trvání, frekvence, případně typ aktivity) (Berntsen S.et al., 2008). Tyto charakteristiky jsou hodnoceny dle konkrétních veličin jako je sálání tepla, spotřeba O₂, akcelerace, změna polohy, tepová frekvence či změna kožního odporu. Po zaznamenání takových modalit v čase je většina aparátů schopna odhadnout energetický výdej (EV). Právě odhad EV (udávaný častěji v kilokaloriích než v kilojoulech) uživatelé často vnímají jako základní výstup. Přesnost výpočtu EV je předmětem mnoha studií (Schoeller D.A., 1988; Stoenge M.et al., 2007; Brooks A.et al., 2005; Tudor-Locke C. et al., 2004,...)

Je zřejmé, že všechny metody hodnocení EV mají v jistém smyslu své přednosti a svá omezení. V tabulce jsou stručně uvedeny nejčastější metody měření EV. První tři (přímá kalorimetrie, analýza výměny dýchacích plynů a metoda dvojitě značené vody) jsou považovány za referenční. Pod tabulkou jsou jednotlivé metody specifikovány podrobněji. Vedle těchto metod je možné stanovovat EV z tabelárních hodnot. Ty klasicky vznikaly nepřímou kalorimetrií za použití Douglasových vaků a Scholanderovy volumetrické metody stanovení koncentrace dýchacích plynů.

	Výhody	Nevýhody
Přímá kalorimetrie*	+ velmi přesná	-velmi finančně náročná -nutnost technického zázemí -potřeba velmi vzdělané obsluhy -uzavřený prostor omezující mnohé činnosti a jejich přirozené modelování -možnost hodnocení EV teprve v delších časových intervalech
Analýza výměny dýchacích plynů*	+ přesná + v rovnovážném stavu možno hodnotit EV v krátkých časových intervalech	-finančně náročná -potřeba vzdělané obsluhy -i mobilní zařízení omezují běžné činnosti
Metoda dvojitě značené vody*	+ přesná	-finančně náročná

	+ prakticky neomezuje běžné činnosti	-nutnost technického zázemí
	+ výhodné pro hodnocení delších časových úseků (do 3 týdnů)	-potřeba velmi vzdělané obsluhy -EV hodnotitelný až v delších časových intervalech, prakticky v řádu dnů
* metody považované za referenční		
Subjektivní hodnocení pocitů	+ pohotové, dostupné	-často nepřesné
	+ není třeba technických prostředků	
	+ tréninkem je možné navyknout si poměrně přesně na předepsanou TF	
Dotazníky pohybové aktivity	+ nízká cena, možnost retrospekce	-špatně se hodnotí intenzita PA, což velmi zkresluje výpočet
	+ není třeba technických prostředků	-hodnotí se zpětně, nemáme aktuální zpětnou vazbu
Měřiče tepové frekvence	+ cenově dostupné	-univerzální algoritmy pro výpočet EV jsou nepřesné
	+ lze hlídat TF těsně pod hranicí AP	-při měření poměrně často vznikají artefakty
	+ po simultánním měření se spotřebou kyslíku lze přisoudit určité TF konkrétní EV	-zejména při nižších TF jsou výsledky ovlivněny emočními reakcemi
Pohybové senzory typu GPS	+ možnost kombinovat data GPS s údaji o TF či s daty z akcelerometrů	-prakticky nepoužitelné v místech bez stálého signálu ze satelitů (města, hustý les apod.)
	+ zohledňují údaj o zdolaném převýšení	
Akcelerometry, pedometry	+ cenově dostupné - ceny těch nejlevnějších v řádu několika set Kč	-otázkou zůstává jejich přesnost a univerzálnost jejich výpočtů - viz praktická část této práce
	+ efektivní zpětná vazba	-u těch nejlevnějších časté artefakty
Sense Wear Armband (SWA)	snadné použití	-finančně není dostupný pro každého
	+ snadné použití	-údaje vidíme až po připojení k počítači
	+ přehledný výstup v počítači	
	+ vedle akcelerace bere v úvahu i údaje o dalších modalitách	

Tabulka č.1, Možnosti sledování energetického výdeje

Obecně vzato nejpřesnější metody jsou velmi technicky náročné, drahé, a tyto zpravidla nemají uplatnění v praktickém životě. Navíc často omezují mnohé běžné aktivity svou velikostí či nutností technického zázemí. Naproti tomu levné, jednoduché metody (např. pedometry) bývají poměrně nepřesné. Zde se vytváří prostor pro výzkum, jehož cílem je „vyladit“ technické provedení, včetně softwarového řešení a praktického použití těch běžnějších, lacinějších prostředků za pomoci těch dražších, sofistikovanějších, zpravidla i rozměrnějších, které nemohu být výhodné pro masivní použití (přímá kalorimetrie, nepřímá kalorimetrie měřením spotřeby O₂ či dvojitě značená voda) .

4.1 Referenční metody v hodnocení EV

Metody dvojitě značené vody (DZV), nepřímé kalorimetrie spotřebou O₂, tím spíše metody tzv. přímé kalorimetrie pro masivní využití příliš výhodné nejsou. Výsledkem takových metod je poměrně exaktní údaj o energetické spotřebě. V literatuře se validita těchto metod uvádí řádově 1% a reliabilita 2-3% (Schoeller D.A., Racette S.B.,1990). Na druhou stranu je to příliš drahé a technicky náročné řešení pro využití ve větší populaci (Berntsen S.et al., 2008). Navíc při použití nepřímé kalorimetrie (NK) analyzátozem dýchacích plynů většinou lze zaznamenávat aktivitu jen v relativně krátkém čase. Není vhodná např. pro celodenní monitoraci. Pro přesné zhodnocení EV ve větších časových úsecích je možné s výhodou pracovat s tzv. metodou dvojitě značené vody (DZV). Ovšem v rozlišovací schopnosti přímé kalorimetrie a DZV prakticky není zhodnocení energetických nároků minutu od minuty.

4.1.1 Přímá kalorimetrie

Při této metodě se zjišťuje množství vydaného tepla za určitou dobu. Měřený subjekt je umístěn do kalorimetru, což je tepelně izolované místo. V kalorimetru vydává svoji tělesnou teplotu, kterou ohřívá vzduch, přičemž teplo se odebírání do vodní lázně. Přesnými teploměry se měří teplota vody, která je přímo úměrná velikosti metabolismu měřeného subjektu. Použití metody je omezené, protože vyšetřovaný je v uzavřeném prostoru, kde přirozeně nemůže vykonávat mnohé činnosti. Využívá se jen výjimečně a proto se jí nebudeme více zabývat.

4.1.2 Analýza výměny dýchacích plynů

V podmínkách setrvalého stavu jsou spotřeba kyslíku za jednotku času a výdej oxidu uhličitého měřené v ústech ekvivalentem spotřeby kyslíku a tvorby oxidu uhličitého v buňkách. U lidí odpovídá celková spotřeba kyslíku přibližně výdeji kalorií, přičemž oba parametry při tělesné zátěži rostou podobným způsobem (Milani V.R. et al, 2007). Každá organická látka přijímaná v potravě má určitý energetický obsah. Důvodem toho, že spotřeba kyslíku v rovnovážném stavu neodpovídá energetickému výdeji naprosto přesně, je především fakt, že organické látky přijaté v potravě nemají zcela stejný tzv. energetický ekvivalent, tj. energii vydanou za spotřeby 1 l kyslíku. Energetický ekvivalent je energie uvolněná z jednotlivých živin při spotřebě 1 litru O₂, měřeno v ústech. Tato energie je u sacharidů 21,1 kJ (5,05 kcal), u lipidů 19,0 kJ (4,55 kcal) a u bílkovin zhruba 18 kJ (4,31 kcal). Tato čísla ovšem představují průměrnou hodnotu, jelikož v tomto směru existuje variabilita především mezi bílkovinami a tuky (Mourek J., 2005). Při smíšené stravě (50-60% sacharidů, 15-20% bílkovin, zbytek cca 20% tuky) vychází průměrný energetický ekvivalent 4,82 kcal. Některé studie pracují s hodnotou 4,92 (Radvanský J. et al., 1997). Složení stravy však není zcela směrodatným faktorem, protože živiny nemusí být využity za všech okolností ve stejném poměru, ve kterém byly přijaty. Především během krátkodobých zátěží (v řádu několika minut, ale až cca 30-40 min) jsou upřednostňovány pro krytí EV sacharidy. V praktické části práce jsme pracovali více s kratšími úseky (9x4min, 2x15min). Z toho důvodu předpokládáme poněkud vyšší využití sacharidů (pro což svědčí i RER, které však i krátkodobě odráží případnou hyper- či hypoventilaci) a zvolili jsme koeficient 4,92 kcal na 1l O₂. Pro více informací odkazujeme na praktickou část této práce.

Analyzátor výměny dýchacích plynů je metabolické zařízení, které je připojeno ke sledované osobě zpravidla maskou či náustkem. Většina takových zařízení je konstruována čistě pro laboratorní podmínky – většinu z nich najdeme v zátěžových laboratořích na pracovištích sportovní medicíny. Primárně nejsou určeny pro hodnocení energetického výdeje. Některé jsou kompaktní a přenosné (např. MedGraphics VO2000, jenž byl použit v praktické části této práce) - po upevnění na tělo probanda je možné sledovat spirometrické parametry v terénních podmínkách. Ve výjimečných případech se používá celá izolovaná místnost jako zařízení pro metabolickou analýzu (Dorminy A.

C. et al., 2008). Nevýhodou tohoto řešení je fakt, že nezískáváme přesná data o výměně dechových plynů minutu od minuty. Hodí se spíše pro dlouhodobá (např. 24 hodinová) sledování. Nicméně i metabolický analyzátor koncipovaný jako „celá místnost“ může při určitém technickém provedení poskytovat minutová data s přesností >90% (Dorminy A. C. et al., 2008), přičemž těchto výsledků se dosahuje analýzou proudícího vzduchu „skrz“ tento prostor.

4.1.3 Metoda dvojitě značené vody

Dvojitě značená voda (v anglosaské literatuře „The doubly labeled water metod“, tedy DLW) je technika nepřímé kalorimetrie. Principem metody je poddání určitého množství speciálně upravené vody jedinci. Tato voda obsahuje dva různé izotopy, tedy jakési značky, a sice deuterium (těžký vodík, ^2H) a ^{18}O . Deuterium je z organismu eliminován jako voda, zatímco ^{18}O je eliminován zároveň jako voda a jako oxid uhličitý. Výsledný poměr eliminace deuteria močí a izotopu kyslíku je potom mírou produkce CO_2 . Pokud známe produkci CO_2 , je už celkový energetický výdej pouze otázkou výpočtu. Metoda může být použita v intervalu 3 dnů až 3 týdnů. (Schoeller D.A., Racette S.B., 1990) . Je nutné periodicky odebírat vzorky moči. Tato metoda je neinvazivní a neomezuje prakticky žádné činnosti, což jí činí ideální pro hodnocení celkového denního energetického výdeje při provádění běžných činností. Její validita byla úspěšně testována a potvrzena testy nejen na lidech, ale i na malých zvířatech už koncem 80. let. Validita se udává do 1%, reliabilita 4-7% (Schoeller D.A., 1988). Pro využití v praktické části této práce však vedle nedostupnosti techniky a knowhow brání i fakt, že DLW neumí rozlišit EV v relativně krátkých intervalech. Byly však prováděny zajímavé výzkumy, kde byl hodnocen např. přístroj SenseWear Armband v monitorování celkového denního výdeje, za referenční role DLW (Stoenge M. et al., 2007), viz kapitola 4.3.2.

4.2 Metody využitelné v praktickém životě

4.2.1 Dotazníky pohybové aktivity

Dotazníky pohybové aktivity jsou jednoduché nástroje pro hodnocení EV. Mohou být vyplněny nezávisle na vyšetřujícím nebo může být zvolena forma interview. Tyto dotazníky obvykle obsahují data o typu, frekvenci a trvání aktivity. Velkým nedostatkem ovšem bývá fakt, že nemohou objektivně zhodnotit intenzitu. To bývá hlavní důvod, proč je těžké dosáhnout i přes nejrůznější přepočty objektivní hodnoty EV.

Ve studiích bývá nejčastěji používaným dotazníkem **Mezinárodní dotazník pohybové aktivity (IPAQ)**. Je to mezinárodně uznávaný, standardizovaný dotazník. V dlouhé verzi tohoto dotazníku se zaznamenávají všechny PA trvajících alespoň 10 minut za posledních 7 dní, přičemž je možné vypočítat i průměrnou denní aktivitu.

IPAQ poskytuje údaje o chůzi, o tzv. středně zatěžujících PA a o intenzivních PA. Tyto aktivity jsou rozděleny do následujících oblastí:

- PA ve volném čase
- Aktivity na zahradě a v domácnosti
- PA prováděné v souvislosti se zaměstnáním (placeným zaměstnáním, prací v zemědělství, dobrovolnickou činností, vzděláváním či jinou neplacenou prací vykonávanou mimo domov)
- PA za účelem transportu

Pacienti jsou instruováni následovně:

- za intenzivní činnost považujte takovou, která vyžaduje výrazné fyzické úsilí a výrazně ztěžuje dýchání
- za středně zatěžující činnost takovou, která vyžaduje mírné fyzické úsilí a přinutí Vás dýchat poněkud obtížněji než normálně
- zaznamenávejte pouze činnosti delší než 10 minut

Výpočet se provádí součinem trvání (v minutách) a frekvence (ve dnech) pro všechny druhy aktivit ve všech oblastech. Dotazník je strukturován tak, že umožňuje stanovit jak celkové skóre, tak i samostatně skóre pro chůzi, středně zatěžující PA a

intenzivní PA či pro jednotlivé oblasti všedního života. Zvláštní část je věnovaná i času stráveném sezením (Andresová M., Novák I., 2004).

4.2.2 Měřiče tepové frekvence

Nejpřesnějším je Holterův monitor EKG (odhalí případné arytmie či artefakty). Nicméně rozšířenými přístroji jsou sportovní měřiče TF, tzv. „sporttestery“ (název se vžil díky měřiči TF značky Polar Electro s názvem „Sporttester“). Takový přístroj se zpravidla skládá z pásku z vodivé gumy (umístěného na hrudníku v oblasti srdečního hrotu), jednosvodového EKG, vysílače signálu a z miniaturního počítače (s přijímačem signálu). Počítač, nejčastěji v podobě hodinek, vyhodnotí signály, zobrazí aktuální údaj o TF. U dražších typů interní paměť ukládá údaje v časových souvislostech a dostupné algoritmy spočítají pravděpodobný EV (po zadání základních antropometrických parametrů). Pokud je u jedince provedeno spiroergometrické vyšetření, je možné stanovit TF vhodnou pro redukci hmotnosti a při větší snaze dokonce přisoudit několika hladinám TF konkrétní EV. To je efektivnější způsob odhadu EV oproti tomu, kdy se spoléháme na univerzální algoritmy. Nicméně do TF se zejména na nižších intenzitách zátěže projikuje i psychický stres, pozitivní i negativní emoce, výsledek není dobře reprodučibilní, tedy nepřesný.

4.2.3 Pohybové senzory na principu GPS

Pro monitorování pohybu jsou v poslední době dosti rozšířené i přístroje využívající systém GPS (= Global Positioning Satellite). Jde o uskupení 24 satelitů, které 2x denně obíhají Zemi. Monitory přijímají signál z těchto satelitů a lokalizují tak svou polohu na Zemi. Pro přesné určení polohy musí být v přímém „dohledu“ alespoň 3 satelity. Lokalizace je poměrně přesná, podle terénních podmínek a počtu dostupných satelitů je přesnost udávaná v řádu metrů i méně. GPS – přístroje mívají zabudované mapy a výškoměr. To činí chůzi na delší vzdálenosti v terénu pro některé jedince zajímavější, což je výhodné pro dlouhodobou adherenci k pohybu. Některé přístroje v sobě kombinují zároveň informace o poloze a pohybu dle GPS spolu s údajem o tepové frekvenci (komerčně dostupným příkladem je Timex Bodylink), existují i přístroje kombinující informace z akcelerometru a GPS. Vybrané komerčně dostupné

aparáty disponují softwarem, schopným po zadání osobních antropometrických parametrů odhadnout energetický výdej. Předností takového výpočtu se zdá být fakt, že je k dispozici údaj o výšce a tedy i o zdolaném převýšení.

Při použití GPS pro hodnocení EV musíme počítat i s určitými omezeními:

- Po zapnutí přístroje musíme čekat na vyhledání satelitů, normálně 1-2 minuty (čas potřebný pro vyhledání satelitů je závislý na poloze satelitů při posledním použití)
- GPS signál neprochází stěnami, lidským tělem a jinými objekty; tím pádem mohou blokovat signál budovy nebo stromové, což omezuje použití ve městech či lesích s hustým „ baldachýnem“
- Pokud signál ztratíme, vytvoří přístroj na mapě rovnou linii až do místa, kde signál znovuzískáme

Hodnocení využitelnosti GPS – přístrojů není předmětem této práce, pouze informujeme o alternativě k monitorům pohybové aktivity, které staví na principu akcelerace – decelerace.

4.2.4 Pohybové senzory na principu akcelerometrie

V zahraniční literatuře se setkáváme i se zkratkou SDM (= speed-distance meters). Konečně se tak dostáváme k aparátům, jejichž hodnocení bude předmětem praktické části této práce. Tyto přístroje jsou zpravidla uživatelsky nenáročné a mohou být užívány v zásadě každým včetně dětí, seniorů, případně postižených lidí.

Akcelerometry jsou přístroje založené na matematickém vztahu, tedy na úměře otřesů (akcelerace a decelerace) a energetickým výdejem. Většina doposud publikovaných studií zde nalézá signifikantní vztah (Radvanský J. et al., 1997; Berntsen S. et al., 2008) . Komerčně dostupné pohybové senzory se dnes většinou nazývají akcelerometry. Podle některých autorů je pojem „pedometr“ podpojmem termínu „akcelerometr“ (Tudor-Locke C. et al., 2004). Klasický pedometr však funguje na poměrně primitivním principu a je prakticky výhradně určen pro počítání kroků. Počítání kroků je však hlavní funkce i ekonomicky dostupných akcelerometrů určených

pro monitorování PA. Pro příklad jednou z přidaných funkcí akcelerometru Omron HJ-720IT (jenž jsme hodnotili v praktické části této práce) je oproti prostému počítání kroků odlišení tzv. „aerobních kroků“, jak je nazývá výrobce. Po deseti minutách kontinuální chůze o kadenci 60 kroků/ minutu, se načítají tyto kroky paralelně s celkovým počtem kroků. Zůstává otázkou, zda zrovna takto nastavené parametry „aerobní“ chůze přináší relevantní informaci o zdravotním benefitu.

Některé studie hledali vztahy mezi rozmanitými činnostmi (cyklistika, tanec, ..) a výstupy z těchto přístrojů, nicméně prostá chůze zůstává nejvíce sledovanou aktivitou. Současné akcelerometry automaticky využívají matematických algoritmů a přímo zobrazují vypočtený EV na svůj displej. To má pro mnohé lidi velký motivační význam, jelikož údaj v kilokaloriích (kcal) je pro ně srozumitelný, je to veličina se kterou denně pracují, má v jejich životě zvláštní postavení a nezdá se stává ústřední kalkulací všedního dne člověka bojujícího s nadváhou. Hodnota EV udávaná pohybovými senzory bývá v zásadě srovnatelná s tabulkovými hodnotami či s výsledky nepřímé kalorimetrie, nicméně to platí často jen pro chůzi a v korelaci s reálným EV jsou stále značné rezervy při jiných činnostech (cyklistika, posilování, ...). Vedle EV monitory závisle od výrobce zobrazují informace jako zdolanou vzdálenost, trvání aktivity v jednotlivých pásmech (zpravidla dle počtu dosažených METs v čase), případně rychlost (Marshall D. et al., 2001; Consumers Union of U.S., 2004). Všechny tyto údaje jsou velmi snadno dostupné na displeji akcelerometru. To umožňuje preskripci pohybové aktivity od zdravotníka na základě vhodně vybrané veličiny (např. dle počtu kroků, počtu „aerobních“ kroků či kcal), zpětnou vazbu o její kvantitě a motivaci pro pacienta (Mendoza R., 2004) nebo sportovního nadšence. Pohybové senzory zlepšují zpětnou kontrolu při preskripci pohybových programů spolu s dietními.

Výpočet EV

Nejběžnějším způsobem je užití regresních rovnic, které definují lineární vztah mezi počtem kroků (resp. otřesů) a energetickým výdejem. Takové lineární závislosti jsou výsledkem statistického průměru měření velkých skupin. Někteří vývojáři vyvíjejí speciální křivky pro individuální použití (Welk G.J., 2002), vycházející z časově náročné kalibrace, nicméně omezují chybu měření. Pro přesnější výpočet se výjimečně používá integrace údajů o srdečním tepu se signály z akcelerometru či pedometru (např. přístroj Actiheart, Minimeter).

Vstupní data

Rovnice vypočítávající EV potřebují vedle údajů z vlastních senzorů i základní údaje o antropometrických vlastnostech jedince. Zpravidla se před použitím zadává věk, hmotnost, délka kroku, případně výška. Délka kroku se vypočítává jako průměr nejméně z deseti kroků po rovině. Vybrané akcelerometry navíc požadují i speciální kalibraci. Ta může probíhat principiálně tak, že jedinec ujde požadovanou, přesně změřenou vzdálenost, např. 400 m. Akcelerometr vykáže tuto vzdálenost jako 410m a po stisknutí tlačítka vyhodnotí chybu a zkoriguje své výpočty.

Regresní rovnice pro výpočet EV bývají tajné, respektive jsou součástí výrobního tajemství toho daného akcelerometru. Nejsou tedy dostupné běžnému uživateli. Zřejmě na takové rovnice vývojáři přichází za pomoci statistických průměrů při použití nepřímé kalorimetrie. Je podstatné zdůraznit, že žádná jedna regresní rovnice nemůže být univerzální pro všechny pohybové činnosti a všechny lidské konstituce. Různé tělesné konstituce mají odlišnosti v biomechanice pohybu a tedy i jeho ekonomice. U dvou lidí stejně vážících a se stejně dlouhým krokem, nicméně s odlišnou tělesnou proporcionalitou (kterou je zatěžko vhodně a komplexně kvantitativně ohodnotit) je pravděpodobné očekávat odlišný EV při chůzi na stejnou vzdálenost. Tím spíše potom u velké skupiny pacientů s ortopedickou změnou a jasně u mnohých neurologických onemocnění (nestabilita, rozšířená báze kroku, tremor, nejistota při chůzi, spastické změny a následná změna lokomoční strategie, ...).

4.2.5 Praktické požadavky na technické provedení akcelerometrů

Přístroje určené do praktického života mimo laboratoř by měly být odolné vůči zevnímu prostředí (přiměřeně nárazuvzdorné, odolné změnám teploty, vlhkosti, tření či povětrnostním vlivům). Důležitým požadavkem je netečnost vůči tzv. falešným krokům, tedy narůstajícím hodnotám zaznamenané akcelerace/decelerace např. v dopravním prostředku. Otřesy generované lidským tělem jsou zpravidla menší frekvence než 10Hz, typicky o síle mezi -6g a +6g (Welk G.J., 2002), větší potom při dopadech po letové fázi běhu nebo při ráznější chůzi. Některé přístroje mají z toho důvodu instalovaný filtr, který poměrně spolehlivě odliší chůzi např. od otřesů autobusu.

Dobře známou limitaci a potíž představuje fakt, že akcelerometry adekvátně nereagují zvýšením hodnoty EV při zvedání břemene, obecně při relativně nižší práci segmentu, kde je přístroj umístěn. Stejně tak adekvátně nenavvyšují EV při chůzi do svahu. Zde si autor dovolí uvést vlastní zkušenost s použitím akcelerometru Omron HJ-720IT při vysokohorské turistice. Tento aparát během nejnáročnějších dnů, myšleno během výstupů největších převýšení a tudíž během energeticky nevyčerpávajícího období, oproti tabulkovým hodnotám zřetelně podhodnocoval EV. To samozřejmě vede k domněnce, že hlavním (ne-li jediným) parametrem pro výpočet EV u takových pohybových monitorů je počet zaznamenaných kroků, což je nepřekvapující. Zdá se, že provedení nejběžnějších akcelerometrů zřejmě nedisponuje schopnostmi pro snímání jiných modalit než počtu kroků. Výjimkou je přístroj SenseWear Armband, uvedený v následující kapitole. Avšak z pohledu čistě teoretického, by mohlo být možné sestrojít přístroj, akcelerometr, který by pohyb ve svahu zaznamenal. To by předpokládalo zabudovanou miniaturní vodováhu (resp. senzor, jenž by zaznamenal modalitu jako odklon od svislice). Takový senzor by umožňoval porovnat směr vektorů, tzn. dat pocházejících z vlastních 3D akcelerometrů s touto informací a vyhodnotit směr pohybu vůči gravitační ose. Autor však při své činnosti nenarazil na takto konstruovaný přístroj, který by jasně deklaroval svoji schopnost měřit chůzi ve svahu.

Umístění akcelerometrů

Nejběžnějším umístěním akcelerometrů na těle subjektu je oblast spina iliaca anterior superior (SIAS), zápěstí či bota (obvyklé umístění je na tkaničce). 3D akcelerometry je možné závisle od výrobce umístit prakticky kamkoliv, dokonce do kapsy či do batohu v jakékoliv poloze. Přitom je nutné počítat s faktem, že každý segment lidského těla (batoh či jiné zavazadlo nevyjímaje), podléhá v různé míře odlišným vektorům i absolutním hodnotám míry akcelerace – decelerace. Programy komerčních zařízení jsou zřejmě koncipovány zejména s ohledem na to, aby i přes velkou variabilitu údajů z akcelerometrů při různém umístění přístroje dokázaly co nejspolehlivěji detekovat krok.

4.2.6 Příklady komerčně dostupných akcelerometrů

Na trhu jsou dostupné rozmanité typy akcelerometrů. Většina dnes již umožňuje ukládat data pro případ následného zpracování v počítači. Množství dat, které je možné uložit, je přímo úměrné délce „smplovacího“ intervalu, tedy nepřímo úměrné frekvenci

ukládání dat, kterou je u některých možné nastavit. Mezi jednotlivými typy existují rozdíly v přesnosti měření, nicméně studie obecně poukazují na fakt, že korelace mezi jednotlivými akcelerometry bývá pro orientační hodnocení EV dostatečná (Welk G.J., 2002). Výběr přístroje v praxi tak často závisí více na jednoduchosti použití, praktickém odolném provedení a obecně vlastnosti „*user friendly*“. Výběr přístrojů pro vědecká sledování má však přísnější kritéria. Níže jsou uvedeny vybrané, komerčně dostupné typy akcelerometrů. Určitě si neklademe za cíl uvést jejich celistvý přehled. Spíše jen představíme komerční příklady základních typů akcelerometrů.

Caltrac

Caltrac byl jeden z prvních komerčně dostupných akcelerometrů. Primárně je přístroj určený k nošení na opasku. Akceleraci měří na bázi piezoelektrického jevu. Byl konstruován jako osobní monitor, který poskytuje informace o EV v souvislosti s pohybovou aktivitou a celkovém EV včetně klidového. Po zadání výšky, váhy, věku a pohlaví odhadnou interní algoritmy klidový EV, který patrně interpolují z „tabulkových“ hodnot. V rozlišovací schopnosti Caltracu není vyhodnocení EV minutu od minuty, proto se studie hodnotící tento akcelerometr omezily pouze na zhodnocení celkového EV v určitých delších časových intervalech. Disponuje pamětí pro 19 999 kcal, tedy asi 10 dní. Provedení je poměrně neodolné, přístroj není uložen v ochranném pouzdru, přičemž tlačítka a displej jsou poměrně zranitelné. Caltrac se dnes používá spíše méně, nicméně zůstává komerčně dostupným přístrojem.

V relativním klidu Caltrac pouze načítá tabulkové hodnoty klidového metabolismu. Kvantitativně shodně se tak hodnotí spánek i aktivity prováděné vsedě. Tuto diskrepanci se výrobce rozhodl kompenzovat celkovým zvýšením hodnot EV o 9% ve srovnání se standardními tabulkovými hodnotami (Radvanský J. et al., 1997).

Autoři Montoye a Washburn došli k závěru, že Caltrac nadhodnocuje EV při chůzi a běhu o 13,3-52,9 % a usuzují, že by se toto navýšení mohlo vyrovnat podhodnocení aktivit prováděných za relativního klidu trupu (Montoye H.J. et al., 1983). Názor, že Caltrac nadhodnocuje pohybové aktivity je v souladu se studiemi Fehlinga et al., který zkoumal použití přístroje za různých rychlostí běhátka a při všech těchto byl Caltracem nadhodnocen EV (Welk G.J., 2002). Stejný autor zároveň

shledává, že Caltrac nerozlišuje sklony běhátka, ale pouze jeho rychlost – to je velký nedostatek prakticky všech, i moderních akcelerometrů.

Tritrac

Byl vyvinut na stejném principu jako Caltrac, ale v technickém provedení, které jej činí více využitelným pro vědecké účely. Modernější verze je známá pod označením RT3. Rozhraní umožňuje posílat data do PC pro následná zpracování. Data shromažďuje ze tří samostatných akcelerometrů, vzájemně zrotovaných o 90°. Algoritmy jsou v zásadě podobné jako u Caltracu s tím rozdílem, že Tritrac disponuje údaji ze třech samostatných čidel. Podobně jako u Caltracu byla v dostupných studiích (Jakicic J.M.et al., 1999) sledována schopnost zhodnotit EV u aktivit s poměrně nehybným postavením trupu, konkrétně u cyklistiky a klouzání po hladkém povrchu. I zde bylo dle očekávání shledáno, že tyto druhy aktivit Tritrac podhodnocuje.

CSA (= Computer Science and Applications monitor)

Ve výzkumu patřil k nejvíce rozšířeným akcelerometrům posledního desetiletí, v současnosti je nahrazován modernějšími. Je menší než ostatní, což v reálu zvětšuje potenciál pro použití na delší dobu, jelikož probandy tolik neobtěžuje. Konkrétním modelem CSA, hojně používaným, je Model 7164 Actigraph. Tento přístroj v základním výbavě disponuje pamětí 64 kb (pro představu záznam 22 dní v „samplovacím“ intervalu 1 minuta). Paměť je možné navýšit.

Welk et al. se ve své studii zaměřil na reliabilitu měření CSA při chůzi na motorovém běhátku rychlostí 3 míle/hod (tedy 4,8 km/h). Byly použity nové přístroje přímo z výroby. Variační koeficient byl celkově vypočítán přibližně na 10-15 %. Autor po systematických měřeních dochází k závěru, že variabilita je více dána umístěním CSA na těle probanda, než variabilitou mezi samotnými přístroji (Welk G.J., 2002).

Australská studie publikovaná roku 2005 zkoumala potenciál regresních rovnic vyvinutých pro CSA. Respektive srovnávala potenciál výpočtu MET rovnicemi CSA s výpočty ze znalosti rychlosti chůze. V tomto výzkumu byla jako referenční metoda použita nepřímá kalorimetrie. 72 probandů (věk 35-45 let) chodili po rovině po dlážděném terénu ve čtyřúhelníkové trajektorii. Změřená hodnota METs i EV z nepřímé kalorimetrie více koreloval s výsledky rovnic počítajících s rychlostí (MET $r=0,78$; EV $r=0,5$) než se vstupy z CSA umístěného na boku (MET $r=0,72$; EV $r=0,41$).

Další akcelerometry jsou uvedeny v následující kapitole (4.3).

4.3 Přístroje testované v praktické části práce

Průměrné cenové relace v roce 2010		
Omron HJ-720IT		1 240 Kč
Omron HJ-113*		740 Kč
Sense Wear Armband		1530 \$

* v této práci nebyl testovaný, nicméně oproti typu HJ-720IT se patrně liší jen nemožností propojení s PC

Tab. č. 2, Průměrné ceny pohybových senzorů

4.3.1 Omron Walking Style Pro, typ HJ-720IT



Obr. 2 , Omron HJ-720IT (zdroj: <http://www.white-medical.co.uk>)

HJ-720IT je dvoudimenzionální akcelerometr, jemuž je věnována část praktického oddílu této práce. Otřesy snímá senzorem na piezoelektrickém principu dvěma čidly (Holbrook A.E.et al., 2009). Podle manuálu by měl být na těle upevněn takovým způsobem, aby nedošlo k více než 30° odklonu od vertikály. Podle jiných zdrojů by měl být díky dvěma senzorům schopen měřit stejně v horizontální i vertikální rovině (Holbrook A.E.et al., 2009). Dle našich pozorování jde o to, aby byla v horizontále plocha displeje, což se v zásadě shoduje s instrukcemi výrobce. Tento přístroj počítá kroky, zdolanou vzdálenost, čas, spálené kalorie při chůzi či běhu (Omron Walking Style Pro - Instruction Manual, 2008). Má duální displej, který simultánně ukazuje čas, počet kroků či jiné modalitty. Paměť přístroje je 41 dní, přičemž přímo na přístroji je možné zobrazit pouze posledních 7 dní a zbytek po stáhnutí dat do

počítače USB kabelem pomocí softwaru, který je dodáván na CD spolu s akcelerometrem. O půlnoci automaticky resetuje počty kroků, tzn. že počítá od nuly jak „aerobní“ kroky, tak celkový počet všech kroků. Do této funkce není možné zasáhnout.

Pro umístění akcelerometru se standardně doporučuje pravá i levá kapsa, oblast středu zad, oblast pravé i levé spina iliaca anterior superior, stejně tak jako pozice mimo „tělo“, např. batoh.

Přesnost měření v různých umístěních přístrojů firmy Omron Healthcare byla studována v rámci většího výzkumu validity a reliability (Holbrook A.E.et al., 2009). Testy probíhaly za předem předepsané rychlosti (34 probandů) i za rychlosti generované probandy (31 účastníků) dle slovního pokynu (mírná, střední,..). Oba přístroje (konkrétně typy HJ-151 i HJ-720IT) byly shledány jako přesná pomůcka pro sledování pohybové aktivity ve smyslu počítání kroků. Ve všech výše uvedených pozicích se chyba měření pohybovala do 3%, tedy maximálně ± 300 kroků z hypotetického počtu 10 000/ den. Jedinou pozicí, kde byla chyba větší než 3% (a sice 3,4%), bylo umístění v batohu - zde autoři spekulují, zda se jim podařilo udržet předepsaný odklon od svislice. Dalším zjištěním byl fakt, že chyba měření se zmenšuje s narůstající rychlostí chůze.

K jiným závěrům dochází starší studie (Crouter E. S.et al., 2003), která však hodnotila poněkud jiný typ akcelerometru téže značky (Omron HJ-105). Výzkumu se zúčastnilo 5 žen (věk $25,7 \pm 6,3$) a 5 mužů (věk 33 ± 12). Kromě jiného se hodnotil počet kroků ručním počítadlem a EV měřený nepřímou kalorimetrií. Protokol obsahoval 5 různých rychlostí chůze v intervalu 5 minut. Rychlost byla udávána jako frekvence kroků za minutu, a sice: 54, 67, 80, 94 a 107 kroků.min⁻¹. Běhátko bylo v horizontální pozici. Akcelerometr Omron HJ-105 měřil signifikantně přesně ($P < 0,05$) ve všech rychlostech chůze kromě té nejvyšší (107 kroků.min⁻¹), kde počet kroků nadhodnocoval ($p < 0,05$).

Obecně je častým jevem, že není jasné, zda EV zobrazený monitorem je odhadem EV započítávajícího i klidový metabolismus. Tuto informaci prodejci zpravidla pomíjejí. To dokazuje i studie, která byla popsána výše. U šesti z osmi hodnocených pohybových senzorů to nebylo uvedeno. Pokud bychom EV zobrazený

Omronem HJ-105 považovali za výdej nad rámec klidového metabolismu, potom tento přístroj oproti nepřímé kalorimetrii nadhodnocoval EV ($p < 0,05$) ve všech rychlostech kromě té nejvyšší, tj. $107 \text{ kroků} \cdot \text{min}^{-1}$, kde měřil ve shodě. Pokud bychom tento údaj považovali za celkový EV, potom měřil ve shodě v rychlostech 54, 67 a $80 \text{ kroků} \cdot \text{min}^{-1}$. a v rychlostech 94 a $107 \text{ kroků} \cdot \text{min}^{-1}$ podhodnocoval ($p < 0,05$).

Obecným problémem přístrojů, které sčítají aktivitu během celého dne, je otázka zaznamenání pohybové aktivity po dosažení metabolicky rovnovážného stavu (Welk G.J., 2002). Omron Walking Style Pro je zde prvně jmenovaným přístrojem, který má snahu zvlášť zaznamenat aktivitu delších úseků. Řeší to poměrně jednoduchým způsobem. Pokud zaznamená kontinuální chůzi, konkrétně známky periodické akcelerace-decelerace o frekvenci alespoň 60/minut po dobu 10 minut, začne v tento čas tuto činnost zahrnovat pod termín „aerobní kroky“, kterým se dle manuálu přisuzuje větší zdravotní benefit.

Manuál doporučuje řídit se počtem kroků následovně:

10 000 kroků/den	pro dlouhodobou podporu zdraví a redukci rizika chronických nemocí
12 000 – 15 000	pro úspěšnou redukci hmotnosti
3000	„aerobních kroků“/den pro provozování aerobního cvičení na podporu zdatnosti

V těchto hodnotách se manuál odkazuje na prof. Davida R. Bassetta Jr., Department of Health and Exercise Science at the University of Tennessee.

4.3.2 SenseWear Armband



Obr. 4; 5, SenseWear Armband (zdroj: <http://www.apccardiovascular.co.uk>)

SenseWear Armband (SWA) je přístroj vyvinutý firmou HealthWear Bodymedia, Pittsburgh. I hodnocení SWA bylo součástí praktické části této práce. Primárně se jedná o dvoudimenzionální akcelerometr disponující dvěma senzory snímajícími akceleraci v odlišných vektorech. Přístroj však snímá i další modalities, jako odpor kůže pro galvanický proud, teplotu těla a teplotu v blízkém okolí těla (Stoenge M.et al., 2007).

Rozdíl mezi posledními dvěma jmenovanými senzory potom přináší informaci o sálení tepla z organismu. Bylo by logické, aby přístroj faktor jako „sálení tepla“ do výpočtu zahrnul, nicméně z dostupných pramenů není zcela jisté, zda to tak činí. V praktické části práce budou popsány naše jednotlivé experimenty, které sice neposkytují statisticky významný výsledek, nicméně v tomto směru přináší cenné indicie. Oproti předešlým typům přístrojů má na těle jiné umístění. Podle originálního manuálu se přístroj umísťuje gumovým páskem na dorzální stranu pravé paže, nad musculus triceps brachii takovým způsobem, aby se přímo dotýkal kůže (Manual of SenseWear body monitoring system, Bodymedia). Striktně vzato by měl být umístěn uprostřed vzdálenosti mezi olecranonem a akromionem.

Komunikace s přístrojem

SWA nemá žádný displej, disponuje pouze kontrolní diodou pro stav paměti a pro stav baterie. Hlavní komunikace s přístrojem probíhá skrz připojení USB kabelu k počítači, ve kterém je nainstalován originální software. Software se dodává ve dvou variantách, a sice v základní a rozšířené - „profesionální variantě“. Před aktivací SWA se do softwaru zadává věk, pohlaví, hmotnost, výška, dominance horní končetiny

uživatele a údaj o kuřáctví či nekuřáctví. Tyto údaje je možné změnit i po skončení „monitoringu“. Není však jasné, zda jde jen o softwarovou záležitost. Tedy zda nastavení (zadání údajů) před měřením například nevede k určité adjustaci (třeba přednastavení citlivosti) pohybových čidel. V tom případě by nemuselo mít nastavení „před“ a „po“ měření zcela stejnou platnost.

Aktivace a deaktivace

Po umístění na paži přístroj detekuje kůži - „elektrický vodič“ a automaticky se aktivuje. To poznáme citelnou vibrací a vizuálně krátkým rozsvícením kontrolních diod. Od té doby snímá pohybovou aktivitu spolu s ostatními modalitami. Stisknutím tlačítka během měření přístroj nevypínáme ani nezapínáme, nýbrž jen „vkládáme“ jakési časové značky, které jsou později k vidění na grafu čas/aktivita v počítači. Po několika experimentech jsme usoudili, že časové značky je možné vkládat nejvýše s přesností na celé minuty. Kalendářní čas přístroje se automaticky synchronizuje s počítačem. Přístroj se vypíná opět automaticky v brzké době (řádově sekundy) po odstranění kontaktu s pokožkou.

V počítači se údaje o pohybové aktivitě zobrazují a ukládají ve formě speciálního typu souboru. V základní verzi softwaru je k dispozici údaj o počtu kroků, celkovém EV, času stráveném v horizontální pozici, spánkem, průměrným počtem METs, trvání „aktivní činnosti“ a EV při takové aktivitě. Jako hranici pro „aktivní činnost“ výrobce stanovil práh 3METs. Záznam pohybové aktivity je pro přehlednost uveden i v grafu. Tam se dají přesouvat časové značky, mezi nimiž program vypočítává EV.. Rozšířená verze softwaru přináší další možnosti zobrazení, pro tyto informace odkazujeme na manuál. Autor si dovoří kritickou poznámku, že údaje odpovídající kilokaloriím jsou v počítači vydávány za kalorie.

Fakt, že SWA dokáže zhodnotit čas strávený polohou vleže, vede k úvaze, že disponuje čidlem schopným získat informaci jako je odklon od svislice. Tato informace však nebyla v nám známých zdrojích publikována. Pokud by to tak bylo, zvyšuje se potenciál přesnějšího hodnocení chůze ve svahu – v případě, že by takové čidlo bylo schopné přinášet validní informace i v dynamickém pohybu. K takovému výpočtu, jako je zhodnocení EV při chůzi ve svahu, by mohly být prospěšné i údaje o dalších modalitách – např. teploty, která patrně více koreluje s EV než s absolutním počtem kroků bez informace o převýšení. K další úvaze vede informace o času stráveném

spánkem. Takový údaj může být výsledkem více vstupů (čidlo pohybu, sálání tepla i kožní odpor). Vzhledem k tomu, že stejný výrobce se zabývá kromě jiného i výrobou přístrojů EMG, nabízí se i možnost, že SWA má v sobě zabudovaný primitivní snímač EMG, který je schopný rozeznat relaxaci m. triceps brachii typickou pro spánek.

Za nejvalidnější referenční srovnání celkového během dlouhých časových úseků EV pro běžné činnosti považujeme studie pracující s metodou dvojitě značené vody. DVZ má výhodu přesného zhodnocení EV pro dlouhé intervaly měření, nemá však schopnost rozeznat EV v intervalech krátkých (hodiny, minuty,...).

Jedna taková studie, posuzující schopnost výpočtu EV přístrojem SWA, byla publikována již v roce 2007 (Stoenge M.et al., 2007). Do této studie bylo zahrnuto celkem 45 probandů, v zásadě zdravých lidí a druhá skupina lidí s diabetem II. typu bez jiných vážných chorob, jak uvádí studie. Konkrétně tedy 11 mužů (z toho 2 diabetici) a 32 žen (4 diabetičky). Během intervalu 10 dnů byly simultánně monitorovány SWA a DZV. Podmínkou pro zařazení do statistického zpracování byl fakt, že SWA byl aktivní 95% veškerého času. Dvojitě značená voda byla podána ve dni 0. Vzorky moči nutné pro vyhodnocení DZV byly odebrány celkem 3 (ve dnech 0, 1 a 10). Během oněch 10 dnů byli probandi nabádáni ke svým obvyklým činnostem. Výsledkem studie bylo tvrzení, že SWA v průměru signifikantně podhodnocuje EV o 117kcal/den (2375 ± 366 vs. 2492 ± 444 kcal/den; $p < 0,01$) v porovnání s DZV. U 9 ze 45 probandů byl absolutní rozdíl v denním EV větší než 300 kcal. U těchto lidí nebyly shledány žádné antropometrické rozdíly ve srovnání s ostatními. Podrobnější statistická zpracování výsledků však prokázala, že SWA nadhodnocuje EV u lidí s nízkým EV a naopak podhodnocuje u vysokého EV. Autoři tyto výsledky komentují tak, že SWA je přesnější v užití pro obvyklé denní činnosti než pro extrémní ve smyslu výkonnostního sportu či naopak „polehávání“.

Klidový energetický výdej

Celkový EV je tvořen klidovým EV + dalším EV generovaným fyzickou aktivitou. Italská studie (Bertoli S.et al., 2008) se zaměřila čistě na zhodnocení klidového EV. Hledala korelaci mezi EV měřeným nepřímou kalorimetrií (NK) spotřebou O_2 a SWA. Do studie bylo zahrnuto celkem 127 žen a 42 mužů s průměrným věkem 44 let ($SD = 12$ let) a BMI 30.2 ($SD = 5,4$). 82 ze 169 probandů (tj. 48 %) bylo obezných při použité hranici pro obezitu $BMI > 30 \text{ kg/m}^2$. Metodicky byla studie

vedena tak, že se klidový energetický výdej měřil v teplotně neutrálním prostředí (24-26°C) a za absence vnějších stimulů (autoři více nekonkretizují). Pro hodnocení nepřímou kalorimetrií bylo potřeba nejméně 30 minut souvislého měření. Přitom prvních 5-10 minut nebylo zavzato do statistického zpracování, tento čas se považoval za nutný pro aklimatizaci probanda na hluk přístroje a nepohodlí masky. SWA byl umístěn na paži 10 minut před měřením, přičemž bylo nutné simultánní snímání dat s nepřímou kalorimetrií nejméně 30 minut. Výsledkem studie byly signifikantní rozdíly mezi SWA a NK. Údaje přepočtené na kcal/den se lišily u žen v rozsahu *limits of agreement* -269 až +378 kcal/den. U mužů potom -330 až 545 kcal/den. Korelační koeficient byl nízký u žen ($r=0,579$; $p<0,0001$) i mužů ($r=0,583$; $p<0,0001$). Autoři tedy uzavírají, že před uvedením SWA do klinické praxe je nutný ještě další výzkum.

Další studie (Papazoglou D.et al., 2006) zkoumala přístroj SWA v hodnocení EV obézních lidí. Do hodnocení klidového EV bylo zařazeno 142 obézních lidí (37 mužů, 105 žen; BMI = $42,3\pm 7,0$), 29 z nich se také účastnilo tří dílčích měření, zahrnujících bicyklovou ergometrii, výstup do schodů a chůze na běhátku. Z výsledků vyplývá, že při opakovaných měřeních vykazuje SWA signifikantně shodné výsledky ($r = 0,88$; $p<0,001$). SWA celkově vzato mírně podhodnocoval klidový EV (1811 ± 346 vs. 1880 ± 382 kcal/den u NK spotřebou O_2). Na druhou stranu vysoce nadhodnocoval EV při fyzické aktivitě (pro jednotlivé výsledky odkazujeme na článek). V souvislosti s nadhodnoceným EV při fyzické aktivitě mají autoři za to, že se jedná o vlastnost akcelerometrů, které počítají s jakousi zvýšenou pohybovou neefektivitou u obézních individuů.

Porovnávat různé studie nemusí být příliš relevantní. Ve studiích není vždy uváděno, který algoritmus SWA pro výpočet EV byl zrovna použit. Už starší americká studie publikovaná roku 2004 zkoumala originální algoritmy dodávané výrobcem, přičemž zjistila, že obecně vzato SWA signifikantně podhodnocuje EV při chůzi, bicyklové ergometrii a „stepping exercise“ a nadhodnocoval EV při cvičení na ergometru typu „rumpál“ ($P\leq 0,001$). Autoři poté spolupracovali s výrobcem přístroje SWA na vývoji algoritmů, které upravili speciálně pro výpočet EV při dané PA. Pro podrobné výsledky odkazujeme na publikovaný článek (Jakicic M. J.et al., 2004), nicméně ze statistiky je jasné, že nový algoritmus vedl k signifikantně přesnějším výsledkům v porovnání s NK. Autoři uzavírají, že zavedení nových algoritmů

specifických pro PA je vyloženě nutné. Předpokládáme, že od roku 2004 už došlo k uplatnění přesnějších algoritmů v běžně dostupném softwaru SWA.

Pro výpočet klidového EV většina akcelerometrů používá speciálních rovnic založených na údajích o pohlaví, váze, výšce a věku (Dorminy A. C. et al., 2008). Algoritmus, který pro výpočet klidového EV používá SWA zůstává výrobním tajemstvím. Není tedy známé, do jaké míry SWA vedle externích údajů (pohlaví, váha,..) využívá také vlastních senzorů, jakými jsou třeba čidla teploty.

Teoreticky vzato by odhad klidového EV nemusel být náročnou záležitostí. V zásadě se software po zadání základních údajů může řídit tabulkovými hodnotami, které vycházejí z rozsáhlých statistických studií. Studie autorů Fruin a Rankin publikovaná v roce 2004 nenašla signifikantní rozdíly mezi EV vycházejícím z NK a SWA u dospělých osob (Fruin M.L. et al, 2004).

K jiným závěrům však dochází již zmíněná italská studie (Bertoli S. et al., 2008) a americká studie z téhož roku, která se zabývala EV u dětí – celkovým i klidovým. Šlo o skupinu 21 zdravých afroamerických dětí ve věku 10-14 let. Za referenční sloužila metoda NK spotřebou O_2 a výdejem CO_2 . Šlo o 24-hodinové sledování. Pro tyto potřeby byla využita uzavřená místnost, jejíž součástí byl analyzátor dýchacích plynů a celá tato místnost sloužila jako kalorimetr. Uvnitř bylo celý den možné simulovat všední denní činnosti, konkrétně sedavé činnosti, chůzi s využitím běhátko, klid a spánek. Technicky je tento kalorimetr konstruovaný tak, že je údajně možné získat data minutu od minuty s přesností $>90\%$, za celý den potom $>99\%$ (Dorminy A. C. et al., 2008). Uvnitř je striktně kontrolovaná teplota, vlhkost a je vybaven snímači pohybu instalovanými v podlaze, které mohou upřesnit výpočet EV. Uvnitř je k dispozici obvyklý nábytek, multimediální vybavení, toaleta, umyvadlo apod. Je zde tedy možné trávit celý „všední“ den. Výsledkem studie bylo tvrzení, že SWA nadhodnocuje v tomto vzorku EV. Údaje byly nadhodnoceny nejméně ve spánku ($116,13 \pm 15,6\%$ referenční hodnoty), nejvíce pak v klidu po chůzi na běhátku ($143 \pm 28,8\%$). Autoři vyvinuli vlastní algoritmus pro jednotlivé činnosti, po kterém bylo možné významně zpřesnit výpočet EV SWA. Nicméně je otázkou, do jaké míry je možné tyto „vylepšené“ rovnice využít v praxi. Výhradou proti by mohl být fakt, že se jedná o poměrně malý vzorek, ze

kterého vychází. Je také otázkou, v jaké míře je SWA schopen rozeznat jednotlivé typy činností pro účely využití rozdílných typů rovnic pro každou z nich. Pokud jde o klidový EV, vykazoval SWA hodnotu $121,91 \pm 40,82\%$.

Metodika

Soubor probandů

Do výzkumu bylo zařazeno celkem 19 probandů. 10 probandů bylo měřeno jednou, 6 dvakrát a 3 byli vyřazeni z důvodu technické závady na přístroji během měření, tito neopakovali pokus o měření nové. Celkem tedy bylo provedeno 22 měření použitelných pro statistické zpracování. Dobrovolníci byli v zásadě zdraví europoidní jedinci. Soubor probandů charakterizuje tabulka č.3.

Charakteristika souboru	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	Pohlaví (Ž/M)	Věk (roky)	BMI (kg/m ²)	Délka kroku (cm)	Komfortní rychlost (km/hod)	Maximální rychlost chůze (km/hod)
1.	1,67	63,30	Ž	23,6	22,70	72,00	4,50	8,40
2.*	1,67	63,30	Ž	23,6	22,70	72,00	4,50	8,40
3.	1,83	75,40	M	21,9	22,64	67,00	3,00	7,60
4.	1,63	66,80	Ž	24,5	25,30	64,70	4,20	7,80
5.	1,62	51,50	Ž	25,5	19,62	69,00	4,00	6,60
6.*	1,62	50,10	Ž	25,5	19,09	66,00	4,00	6,60
7.	1,81	78,50	M	25,6	23,96	72,00	3,50	8,50
8.	1,65	59,80	Ž	20,6	21,97	70,50	2,70	17,00
9.	1,58	66,80	Ž	27,2	26,93	60,00	3,90	6,30
10.	1,78	73,60	M	23,5	23,23	74,00	4,70	8,40
11.*	1,78	73,60	M	23,5	23,23	74,00	4,70	8,40
12.	1,74	70,00	Ž	24,4	23,12	75,00	1,90	7,80
13.	1,78	66,30	M	30,1	21,04	77,00	3,50	10,20
14.*	1,78	68,00	M	30,1	21,58	77,00	3,50	10,20
15.	1,66	68,40	Ž	24,1	24,82	69,60	3,50	7,50
16.	1,75	77,20	M	26,3	25,35	67,00	2,30	8,50
17.	1,83	63,70	M	22,2	19,02	80,60	4,00	7,00
18.*	1,83	63,70	M	22,2	19,02	80,60	4,00	7,00
19.	1,89	87,60	M	23,4	24,52	68,10	3,10	9,00
20.	1,67	63,50	Ž	24,4	22,91	72,30	2,60	9,20
21.	1,72	61,50	Ž	25,9	20,91	84,00	4,00	8,90
22.*	1,72	61,50	Ž	25,9	20,91	84,00	4,00	8,90
Šikmost (norma:±1,04)	0,06	0,25		0,79	0,02	0,21	-0,68	2,97
Průměr	1,73	67,00		24,72	22,48	72,56	3,64	8,55
SD	0,08	8,34		2,31	2,15	6,07	0,75	
Celkem:	22 měření; 12x Ž, 10 x M							

Tab. 3, Charakteristika souboru

Charakteristika souboru dobrovolníků (resp. souboru měření). Měření označená hvězdičkou (*) byla prováděna na jedincích, kteří se již dříve jednou zúčastnili. Věk se vztahuje ke dni měření.

Zátěžový protokol

Během předepsané zátěže chodili probandi na elektronickém běhátku s určenou rychlostí, sklonem a kombinacemi těchto veličin. Součástí měření byly dva oddělené úseky. Zátěžový protokol charakterizují tabulky č. 4 a 5.

1.úsek	Časová délka	Rychlost (km/hod)	Sklon (%)
zátěž	4min	3,2	0
pauza	2min		
zátěž	4min	3,2	5
pauza	2min		
zátěž	4min	3,2	10
pauza	2min		
zátěž	4min	4,8	0
pauza	2min		
zátěž	4min	4,8	5
pauza	2min		
zátěž	4min	4,8	10
pauza	2min		
zátěž	4min	6,4	0
pauza	2min		
zátěž	4min	6,4	5
pauza	2min		
zátěž	4min	7,5	0
celkem: 52 min			

Tab. 4, Zátěžový protokol 1.úsek

2. úsek	Časová délka	Rychlost (km/hod)	Sklon (%)
zátěž	15min	4	0
pauza	3min		
zátěž	15min	6	5
Celkem: 33 min			

Tab. 5, Zátěžový protokol 2. úsek

První úsek trval celkově 52 minut. Tento obsahoval 9 podúseků trvajících 4 minuty, mezi nimiž byly vloženy pauzy trávající 2 minuty. Druhý úsek trval 33 minut, obsahoval pouze dva podúseky, ovšem v délce 15 minut, mezi nimi byla vložena 3 minutová pauza. Všechny podúseky se lišily v kombinaci rychlosti a sklonu předepsané chůze. Žádné dva podúseky nebyly totožné. Cílem takto sestavených zátěžových protokolů bylo modelování přerušované zátěže během všedního dne. Zároveň jsme

hodnotili výsledky jednotlivých podúseků zvlášť. Pouze čtyřminutové podúseky v během 1.úseku jsme nehodnotili přístrojem SWA, jelikož tak krátké časové jednotky jsou pod dostatečnou rozlišovací schopností tohoto přístroje.

Mezi 1. a 2. úsekem byla vložena zhruba 15 minutová pauza. Konkrétní délka této pauzi byla upravena dle subjektivních potřeb probandů a nutnou technickou údržbou přístrojů.

Monitorace energetického výdeje

Během takto nastaveného laboratorního modelování chůze byly probandi monitorováni třemi na sobě nezávislými přístroji (analyzátozem dýchacích plynů MedGraphics VO2000; akcelerometrem Omron Walking Style Pro, typ HJ-720IT-E2 a přístrojem SenseWear Armband). Výstupem všech těchto přístrojů byl údaj o energetickém výdeji během pohybové aktivity (v případě analyzátoru dýchacích plynů není údaj viditelný přímo, nýbrž až po zvláštním přepočtu).

Analyzátor dýchacích plynů VO2000, MedGraphics

Metoda určení EV metodou nepřímé kalorimetrie byla určena jako referenční. Tento analyzátor byl zvolen z toho důvodu, že umožňuje mobilní použití v terénu pro případná navazující měření po těch laboratorních. Před každým měřením je nutná kalibrace, resp. autokalibrace, kterou přístroj provádí sám. Přístroj byl vždy zapnut minimálně 0,5 hodiny před měřením. Oba velké úseky měřil v jednom kuse, tzn. že výstupem byly dva soubory dat. Probandi byli s přístrojem spojeni hadičkou (tzv. umbilikem) k originální masce, kterou měli připevněnu na obličeji. Masku oproti náustku byla vzhledem k trvání měření jasnou volbou, jelikož náustek (ač lze předpokládat menší mrtvý prostor) by nemohl být tak dlouho tolerován. Tento analyzátor má podle výrobce chybu $\pm 3\%$ v měření objemu, samotný kyslíkový analyzátor $\pm 0,1\%$ a analyzátor pro oxid uhličitý $\pm 0,2\%$ (<http://www.medgraphics.cz>).

Výpočet EV z dat o dýchacích plynech

Pro sběr dat byl použit software Breeze, dodaný firmou spolu s přístrojem. Pro následný výpočet energetického výdeje jsme použili program Microsoft Excel. Pro přepočítání na EV byla zásadní spotřeba O₂. Postupovali jsme tak, že spotřebovaným 1000ml O₂ jsme přisoudili energetický ekvivalent 4,92 kcal (Andersen K.L. et al., 1978). U jednotlivých podúseků jsme nezapočítávali první 2 minuty, jelikož by přepočítání vzhledem ke kyslíkovému deficitu této fáze byl hrubě zkreslený. Energetický ekvivalent těchto prvních 2 minut byl nahrazen průměrnými hodnotami ze stejného podúseku, kdy bylo v zásadě dosaženo rovnovážného stavu.

Akcelerometr Walking Style Pro - typ HJ-720IT, Omron

Vzhledem k možné variabilitě mezi přístroji, bylo vždy před měřením losováno z 36 přístrojů. V jednom případě byly monitorované kroky už po prvním podúseku hrubě podhodnocené, tento přístroj byl vyřazen a měření bylo opakováno. Před měřením byly do přístroje zadány aktuální parametry (aktuální hmotnost a délka kroku). Hmotnost byla vážena vždy na stejné váze a délka kroku byla měřena jako průměr z deseti kroků při chůzi po rovném hladkém povrchu. Akcelerometr byl umístěn v oblasti nad spina iliaca anterior superior. Hodnoty (počet kroků, počet „aerobních kroků“ kroků, EV v kcal) byly odečteny po skončení každého podúseku zátěže. Následně byly údaje zpracovány v takové formě, aby byl zřetelný počet kroků a přiřazený energetický ekvivalent pro každý podúsek jednotlivě + souhrnné hodnoty pro celý úsek. Vedle srovnání s referenční hodnotou energetického ekvivalentu nepřímou kalorimetrií nás při výpočtech zajímal i typ matematické závislosti počtu kroků na EV, případně role antropometrických parametrů (hmotnost, délka kroku) v algoritmech pro výpočet EV tímto přístrojem. V počtu kroků (jež jsou základem dalších výpočtů) udává výrobce možnou chybu $\pm 5\%$.

Přístroj SenseWear Armband, Bodymedia

Pro hodnocení jsme využili SWA software, verzi 6.1. Před samotným začátkem měření byly vždy do přístroje (po spojení s počítačem) zadány údaje, které firemní software vyžadoval, a sice: datum narození, hmotnost, výška, dominance horní končetiny, údaj o kuřáctví či nekuřáctví. Poté byl přístroj připevněn elastickým páskem

na probandovu pravou paži, konkrétně nad m. triceps brachii ve středu délky paže. Bylo vyčkáno na světelné a vibrační znamení, které signalizuje, že přístroj detekoval paži a je připraven měřit. Při začátku zátěže bylo stisknuto tlačítko, které vkládalo do přístroje časovou značku. Tato značka byla vložena také při konci celého úseku. V případě 2. úseku ohraničovala i vloženou pauzu. Po měření byly údaje staženy do počítače ve formě zvláštního souboru a odečteny hodnoty mezi jednotlivými časovými značkami. Vzhledem k tomu, že přístroj časové značky patrně zaokrouhluje na celé minuty (resp. nevkládá je s přesností na sekundy – což jsme dopředu ověřili), nehodnotili jsme tímto způsobem 4 minutové podúseky, kde by ve výpočtu mohla vzniknout významná chyba.

Antropometrie

Před každým měřením byly sledovány základní antropometrické parametry, které byly nutné pro zadání do přístrojů (hmotnost, výška, délka kroku). Mimo to jsme měřili i další parametry (sagitální abdominální rozměr vleže, vestoje; výška trupu; obvody: přes trochantery, přes SIAS, přes pas; délka DKK, „funkční“ délka DKK; kaliperace kožních řas). Tyto údaje nebyly statisticky zpracovány v této práci, nicméně zůstávají k dispozici pro případné další výzkumy hledající souvislosti mezi EV chůze a těmito parametry.

Výsledky

Podrobné výsledky jsou k dispozici v tabulkách v přílohách č. 4-12. V této kapitole budou uvedeny jen hlavní statistické výstupy.

V prvním úseku zátěže, který celkově trval 52 minut (9 x chůze 4min + 8 x pauza 2min) jsme došli k výsledkům, které jsou zprůměrovány (n=22) a uvedeny v kilokaloriích v tabulce č. 6.

Průměrné hodnoty podúseků (kcal)	rychlost (km/hod)→	3,2	3,2	3,2	4,8	4,8	4,8	6,4	6,4	7,5	Total
	sklon→	0	5%	10%	0	5%	10%	0	5%	0	
1. úsek (52min)											
VO 2000	Průměr	15,03	19,34	24,08	17,20	23,45	31,22	24,65	33,46	34,46	249,65
	SD	3,71	4,47	4,29	3,51	4,03	5,41	3,75	4,81	4,36	40,06
SWA	Průměr										220,86
	SD										28,56
Omron	Průměr	12,09	12,14	12,18	14,64	14,05	14,41	17,05	16,86	19,50	134,00
	SD	2,45	1,75	1,97	2,11	2,63	2,17	2,77	3,48	3,07	18,53
Omron + odhad REE*	Průměr	18,68	18,73	18,78	21,23	20,64	21,00	23,64	23,46	26,09	219,71
	SD	3,16	2,45	2,59	2,75	3,11	2,67	3,36	3,96	3,51	28,08
Rovnice	Průměr	10,96			17,64			26,97		34,94	
	SD	1,40			2,25			3,44		4,45	

*odhad klidového EV prováděný jako energetický ekvivalent spotřeby 5ml kyslíku/kg hmotnosti/minutu
Tab. 6

Příslušné hodnoty z druhého úseku měření jsou uvedeny v tabulce č. 7. Druhý úsek trval celkově 33 minut, obsahoval 2 x 15 minut chůze a mezi tím pauzu 3 minuty.

Průměrné hodnoty podúseků (kcal)	rychlost→	4km/h	pauza	6km/h	Total
	sklon→	0		5%	
2. úsek (33 min)					
VO 2000	Průměr	64,19		124,31	193,13
	SD	11,13		14,75	24,96
SWA	Průměr	68,55	7,91	85,23	161,73
	SD	7,67	2,43	10,75	18,05
Omron	Průměr	50,86		60,23	111,09
	SD	6,99		8,70	14,88
Omron + odhad REE*	Průměr	75,59		84,95	165,49
	SD	9,52		11,04	20,74
	Šikmost**	-1,12		-1,10	-1,20
	Median	77,6		86,94	169,03
Rovnice		52,37			
		6,67			

*odhad klidového EV vestoje prováděný jako energetický ekvivalent spotřeby 5ml kyslíku/kg hmotnosti/minutu

** šikmost (*skewness*) souboru mimo interval $\pm 1,044$

Tab. 7

Statistická analýza

Byly použity následující metody:

- 1) Pearsonovy korelační koeficienty – po proložení lineární regrese byly určeny korelace testovaných přístrojů s referenčními hodnotami EV. Byly určeny signifikantní hladiny významnosti.
- 2) Výpočet průměrných odchylek – pro každý unikátní úsek definovaný kombinací konstantní rychlosti a sklonu byly vypočteny průměrné odchylky oproti referenční metodě. Pokud odchylky nebyly rozloženy symetricky, byl uveden jejich medián. Průměrné odchylky jsme vyjádřili také v procentuální formě (v procentech referenčních hodnot vykázaných nepřímou kalorimetrií pro daný úsek). V procentuální formě jsme vyjádřili také krajní hodnoty zjištěných odchylek a směrodatnou odchylku.
- 3) Vyjádření shody metod dle Blanda a Altmana – tato metodika definuje oblast zvanou *95% limits of agreement*, volně přeloženo „rozmezí shody“ (Bland M.J., Altman D.G., 1999).

Pearsonovy korelační koeficienty

Korelace dle Pearsona byla počítána pro každou část měření zvlášť (viz tabulky č. 8 a 9). V dostupných zdrojích není jasně deklarováno, zda akcelerometr Omron HJ-720IT vykazuje hodnotu EV jakožto čistý pracovní přírůstek, nebo zda už v sobě obsahuje klidový EV. Tato informace je obecným problémem u mnoha podobných přístrojů (Crouter E. S. et al., 2003). Po e-mailovém dotazu (na webu omron.com) se

nám k této problematice také nedostalo odpovědi výrobce, resp. dodavatele. Po grafickém vyjádření korelace hodnot celého 1.úseku (viz příloha č. 13) i 2. úseku docházíme k závěru, že Omron HJ – 720IT zřetelně podhodnocuje EV oproti NK. Pro zjištění, zda dané hodnoty spíše neodpovídají čistému pracovnímu přírůstku, jsme k těmto hodnotám připočítali odhad klidového EV – jako 130% náležité hodnoty bazálního metabolismu (Havlíčková L. et al., 2000), zhruba tedy energetický ekvivalent spotřeby $O_2 = 5\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. Po této korekci jsme ve všech situacích získali vyšší korelační koeficienty (viz tabulka č. 8 a 9).

Z grafů (příloha č. 13, 14, 15) je dále patrné, že hodnoty EV vykázaného Omronem HJ – 720IT mají v souhrnu tendenci k menšímu rozptylu u vyšších hodnot celkového EV.

Pearsonovy korelační koeficienty vztažené na nepřímou kalorimetrii, 1. úsek (celkem 52 min, 9x4min + pauzy 2 min)										
Rychlost (km/hod)→	3,2	3,2	3,2	4,8	4,8	4,8	6,4	6,4	7,5	Total
Sklon→	0	5%	10%	0	5%	10%	0	5%	0	
Omron HJ - 720IT	0,40	0,61**	0,57**	0,48*	0,16	0,41	0,19	0,17	0,11	0,40
Omron HJ - 720IT + REE*	0,49*	0,72***	0,72***	0,57**	0,35	0,62**	0,32	0,30	0,26	0,58**
SWA										0,51*

Tab. 8

Pearsonovy korelační koeficienty vztažené na nepřímou kalorimetrii, 2. úsek (celkem 33 min, 2 x 15 + 3 min pauza)				
Rychlost (km/hod)→	4km/h	pauza	6km/h	Total
Sklon→	0%		5%	
Omron HJ - 720IT	0,38		0,31	0,41
Omron HJ - 720IT + REE	0,47*		0,49*	0,57**
SWA	0,62**		0,49*	0,51*

Tab. 9

REE -odhad klidového EV odpovídající energetickému ekvivalentu spotřeby $5\text{ml } O_2 \text{ kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$

- * hladina významnosti $p < 0,05$
- ** hladina významnosti $p < 0,01$
- *** hladina významnosti $p < 0,001$

Ačkoliv hodnoty korelace s údaji z nepřímé kalorimetrie jsou dosti nízké, vyšší hodnoty jsme získali ve srovnání s výpočtem energetické náročnosti chůze dle rovnice publikované Andersenem (Andersen K.L. et al, 1978). Tato rovnice zní: $E = 0,007 \times v^2 + 21$ ($\text{kcal} \cdot 10^{-3} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$). Rychlost se zadává v $\text{m} \cdot \text{min}^{-1}$. Rovnice je platná pro rovinu, byli jsme tedy schopni vykázat korelaci pouze v 5 úsecích, a sice: pro $v = 3,2\text{km/h}$, $r =$

0,889; 4km/h, $r = 0,86$; 4,8km/h, $r = 0,828$; 6,4km/h, $r = 0,77$ a pro $v = 7,5\text{km/h}$ $r = 0,617$. Tyto korelace leží na hladině významnosti $p < 0,001$. Možnou příčinu takto vysokých korelací oproti korelacím s NK naznačíme v Diskuzi.

Výpočet průměrných odchylek

Výpočet průměrných odchylek je poměrně jednoduchý statistický nástroj, který podává praktické informace o podhodnocení či nadhodnocení EV vykázaného přístroji za různých podmínek. Postupovali jsme tak, že po zhodnocení symetrie odchylek (konkrétně posouzením „šikmosti“ (*skewness*) souboru), jsme vypočítali aritmetické průměry odchylek. Tyto průměrné hodnoty jsme převedli do procentuálního vyjádření ve vztahu k referenční hodnotě EV vykázané NK během daného úseku. V případě, kdy soubor odchylek nebyl posouzen jako symetrický (šikmost - *skewness* byla mimo interval $\pm 2 \cdot \sqrt{(6/n)}$, v našem případě mimo interval $\pm 1,04447$), byla hodnota aritmetického průměru a směrodatné odchylky v tabulce zvýrazněna *kurzívou* jako zavádějící a vedle těchto hodnot byl uveden také medián.

Dále jsme vždy vyhledali odchylku s nejvyšší a nejnižší hodnotou. Tyto hodnoty jsme v tabulce č. 10 uvedli také v procentuální formě ve vztahu ke konkrétní referenční hodnotě (označeno jako %max, resp. %min). Odchylky s nevyšší, resp. nejnižší hodnotou poukazují na poměrně široké rozmezí hodnot, nicméně musíme zdůraznit, že jde o krajní hodnoty ($n = 22$ pro každou část měření). Ty mohou ozřejmit případnou chybu v měření, kterou v jednotlivých případech nemůžeme vyloučit. V tomto smyslu mají tyto krajní hodnoty omezenou vypovídající hodnotu.

Průměrné odchylky oproti nepřímé kalorimetrii (VO 2000), 1. úsek										
	4min	4min	4min	4min	4min	4min	4min	4min	4min	
Rychlost	3,2km/h	3,2km/h	3,2km/h	4,8km/h	4,8km/h	4,8km/h	6,4km/h	6,4km/h	7,5km/h	Total kcal
Sklon	0	5%	10%	0%	5%	10%	0%	5%	0%	
Omron HJ-720IT*										
kcal	+3,65	-0,61	-5,31	+4,03	-2,81	-10,21	-1,01	-10,01	-8,36	-29,94
%	+24,3%	-3,1%	-22,0%	23,4%	-12,0%	-32,7%	-4,1%	-29,9%	-24,3%	-12,0%
SD (kcal)	3,49	3,18	3,01	2,97	4,13	4,30	4,14	5,22	4,83	33,73
SD (%)	23,21%	16,46%	12,49%	17,26%	17,62%	13,78%	16,81%	15,61%	14,03%	13,51%
%max	+100,09%	+54,85%	+9,22%	+111,87%	+36,25%	+1,48%	+46,15%	+15,22%	+4,83%	+33,21%
%min	-14,84%	-22,64%	-30,63%	-1,73%	-29,28%	-42,44%	-26,49%	-41,44%	-45,01%	-21,98%
Median										-33,60
%median										-13,36%
SWA										
Kcal										-28,79
%										-11,5%
SD (kcal)										36,37
SD (%)										14,57%
%max										+14,88%
%min										-38,2%

* + energetický ekvivalent odpovídající spotřebě 5ml kyslíku/ minutu /kg hmotnosti

Tab. 10

Průměrné odchylky oproti nepřímé kalorimetrii (VO 2000), 2.úsek						
	15min	3min	15min	33 min		
Rychlost	4km/h	pauza	6km/h	Total		
Sklon	0%		5%			
Omron HJ-720IT*						
Kcal	+6,45		-44,30	-38,52		
%	+10,05%		-35,64%	-19,95%		
SD (kcal)	10,62		13,60	22,15		
SD (%)	16,55%		10,94%	11,47%		
%max	+47,25%		-9,63%	+9,81%		
%min	-24,21%		-44,76%	-28,80%		
SWA						
Kcal	+7,95		-34,70	-23,17		
SD	8,93		13,59	23,06		
SD (%)	13,90%		10,94%	11,94%		
%	12,4%		-27,9%	-12,0%		
%max	46%		-17%	+7%		
%min	-11%		-28%	-27%		

* + energetický ekvivalent odpovídající spotřebě 5ml kyslíku/ minutu/ kg hmotnosti

Tab. 11

Vyjádření shody metod (Omron HJ-720IT a SWA vs. VO 2000) dle Blanda a Altmana

V tomto případě jsme souhrnně hodnotili celkový EV vykázaný přístroji za 1.úsek (52minut) a 2. úsek (33minut). Nehodnotili jsme dílčí krátké úseky jednotlivě. Grafická znázornění dle Blanda a Altmana jsou k dispozici v příloze č. 15 a č.16. Rozmezí shody (*95% limits of agreement - LoA*) se počítá jako $\pm 1,96 \times SD$ hodnota od aritmetického průměru odchylek testované metody oproti referenční metodě (Bland M.J., Altman D.G., 1999).

Tuto metodu jsme použili i v případě údajů 1. úseku (52min) z akcelerometru Omron HJ – 720IT, kdy byl soubor odchylek rozložen hraničně asymetricky (*skewnees* = 1,09; norma = $\pm 1,044$). Grafy jsou k dispozici v přílohách č. 15 a 16.

„95% <i>limits of agreement</i> “ oproti NK (kcal)	Horní mez	Průměr	Dolní mez
Omron HJ – 720IT, 1.úsek (52min)	+34,66	-29,94	-95,85
SWA, 1.úsek (52min)	+40,85	-28,79	-99,85
Omron HJ – 720IT, 1.úsek (33min)	+4,92	-38,05	-81,03
SWA, 2.úsek (33min)	+20, 95	-23,17	-67,28

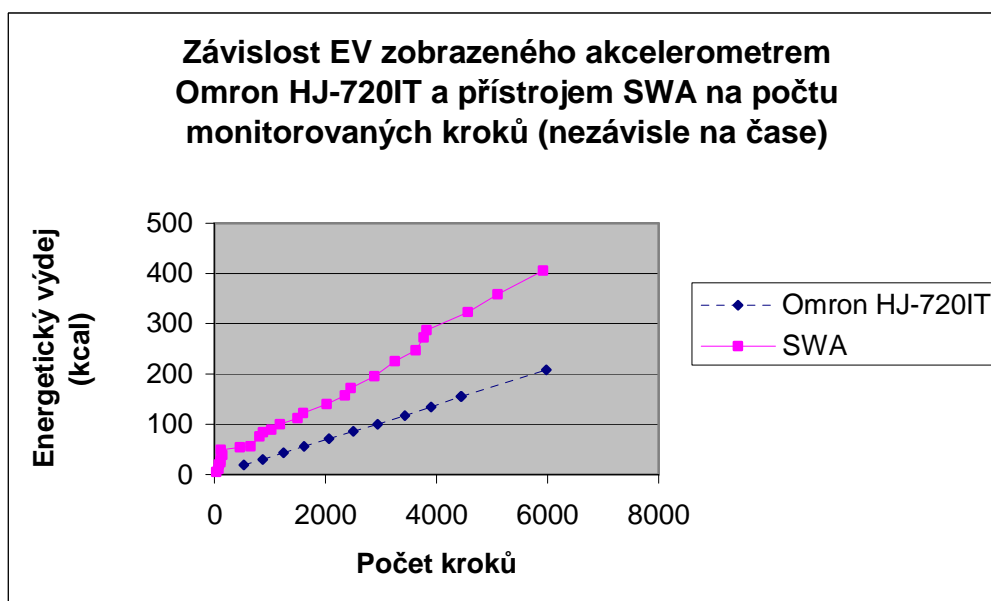
Tab. 12

Experimenty

Jako doplněk k hlavní praktické části práce jsme provedli několik experimentů týkajících se převážně přístroje SWA. Tyto jednotlivé experimenty postrádají hodnotu statisticky významného souboru měření, nicméně v určitých ohledech přináší cenné indicie v porozumění principu fungování přístrojů. Zaměřili jsme se hlavně na úlohu dalších modalit (vedle počtu změřených kroků z akcelerometru) ve výpočtu EV přístrojem SWA.

Experiment I. - Závislost EV na počtu monitorovaných kroků

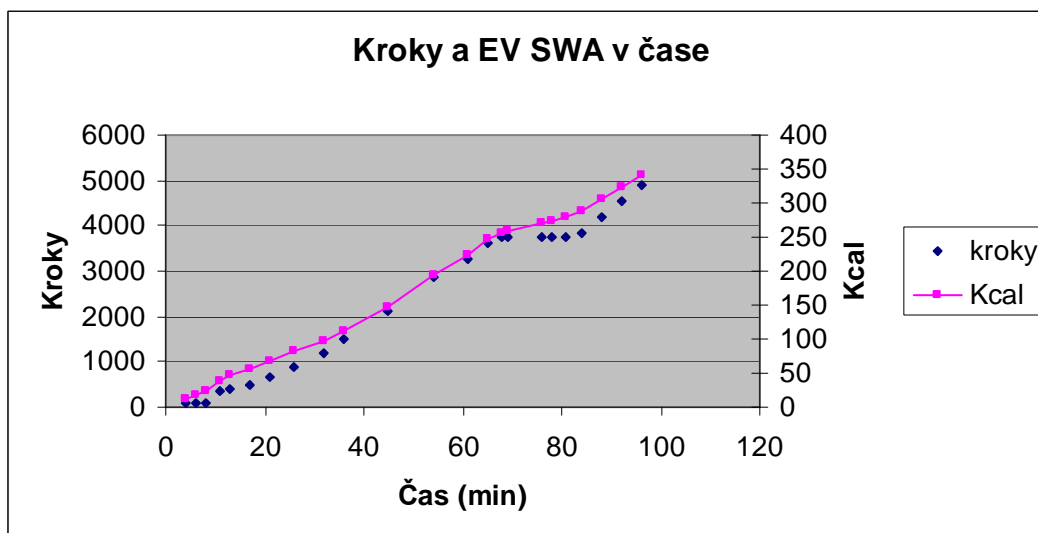
Pokud vezmeme údaje o počtu kroků a vydaném EV z přístrojů Omron HJ-720IT a SWA, ze kterých vytvoříme grafy, získáme grafická znázornění uvedená níže. Namátkově jsme tímto způsobem zpracovali údaje z jednoho měření. Údaje patří 30letému muži (výška 178 cm, váha 66,3 kg, délka kroku 77cm).



Graf 1

Zatímco EV spočítaný algoritmy akcelerometru Omron HJ720IT vychází velmi přesně jako lineární závislost, data z SWA v tomto směru vykazují výkyvy. Nicméně určitá linearita je i u SWA - křivky dosti patrná. Dva nejvýraznější výkyvy (na začátku a zhruba v oblasti počtu 3900 kroků) jsou dobře vysvětlitelné. Jde o místa, která odpovídají době před samotným začátkem chůze a době 1. dlouhé přestávky. Jde tedy o místa s nižším (až téměř žádným) počtem načtených kroků, kdy se ovšem stále načítá

klidový EV (který tento přístroj zcela jistě započítává). Dochází tedy velmi pravděpodobně ke zvýšení hodnoty EV v čase, a to nezávisle na počtu načtených kroků. Není však jasné, jakou roli ve výpočtu klidového EV a pracovního přírůstku EV hrají údaje z dalších modalit, které SWA sleduje (teplota, kožní odpor,...). Pro nezávislé zobrazení počtu kroků a EV jsme na osu „x“ nanесли čas:



Graf 2

Toto znázornění zřejmě poukazuje na primární závislost pracovního EV na počtu naměřených kroků. Nicméně výpočet EV vykazuje oproti krokům jistou setrvačnost (křivka kilokalorií se v závislosti na krocích tvaruje, ale poněkud rigidně), což by mohlo dokazovat vedlejší, ale nezanedbatelnou úlohu dalších modalit (např. teploty) ve výpočtu EV při PA. Křivky se nemůžou zcela kopírovat už z toho důvodu, že EV v sobě vedle pracovního přírůstku obsahuje i klidový EV – na který počet kroků ve výpočtu patrně vliv nemá.

Experiment II. – Tepelná izolace SWA

Při tomto experimentu jsme použili dva přístroje SWA. První byl připevněn dle manuálu na pravou paži, druhý symetricky na paži levou. To sice není striktně v souladu s manuálem, nicméně použití SWA na levé paži nepřisuzujeme významný rozdíl, tím spíše u aktivit, kdy se předpokládá symetrické využití HKK. Při experimentu jel

proband (23let, 72kg, 178cm) na kole 41 minut přírodním terénem průměrnou rychlostí $v=15$ km/hod. SWA na levé paži byl vydatně izolovaný bavlněnou tkaninou. Výsledky z obou SWAs shrnuje tabulka č. 13:

	Pravý SWA	Levý SWA (izolovaný)
EV (kcal)	223	225
Počet "kroků"	341	377

Tab. 13

Z výsledků je jasné, že pouhé tepelné zaizolování, jenž by mělo zapříčinit vyšší teplotu a případně snížený kožní odpor (\uparrow pocením) detekovaný přístrojem, významně nezvýšil EV udávaný přístrojem. Malý rozdíl dvou kilokalorií bude spíše zapříčiněn vyšším počtem načtených „kroků“ levého SWA během jízdy na kole. Nutno zdůraznit, že tímto způsobem jsme zaizolovali celý přístroj – tak jsme nejspíš zvýšili teplotu v oblasti obou jeho čidel souměrně. Díky tomu jsme na tomto SWA patrně nezpůsobili větší diferenci mezi „vnitřním“ a „vnějším“ teplotním čidlem. Pravděpodobně tedy SWA do výpočtu nezahrnuje prostý údaj o teplotě těla, ale spíše faktor „sálání tepla“, tedy rozdíl mezi dvěma tepelnými senzory (jeden blíže tělu, druhý dále od těla).

Experiment III. – Výpočet EV ve vyšší teplotě vzduchu

Testu se účastnil stejný jedinec. Základem byly tři 20 minutové úseky. Každý úsek se lišil v teplotě okolního vzduchu. Prostředí s vyšší teplotou simulovala sauna s termostatem. Jedinec během této doby seděl v klidu s jedním SWA na pravé paži. Teoreticky nebyly vykonány žádné koky. Výsledky uvedeny v tabulce č. 14:

		Teplota vzduchu (°C)	Teplota v oblasti pravého podpaží (°C)	Počet "kroků" dle SWA	EV dle SWA (kcal)
20 min	1.úsek	23,5	36,5	0	32
5 min	pauza	23,5	36,5		
20 min	2.úsek	40,0	36,8 - 37,3*	3	31
5min	pauza	23,5	36,5		
20 min	3.úsek	50,0	36,9 - 37,5*	6	42
10 min	pauza	23,5	36,6		

*měřeno v 5. a v 15. minutě

Tab. 14

Zvýšený EV byl tedy patrný až při zvýšení teploty na 50 °C. Je zajímavé, že za zvýšeným EV tohoto úseku byla zodpovědná téměř výhradně jeho 1. polovina.

V sauně můžeme předpokládat vyšší teplotu hlavně v oblasti zevního čidla SWA. Je otázka, jak se mění teplota v oblasti m. triceps brachii, nad kterým je umístěn SWA. Teploty těla (v podpaží) uvedené v tabulce jsou více regulované z centra než teplota volné HK. Celý pokus vede nepřímo i k úvaze, že změnám teploty čidla blíže k tělu je patrně přisuzován větší význam než čidlu „zevnímu“, u kterého jsou výkyvy v řádu stupňů či desetin stupně patrně zanedbatelné. Další faktor, se kterým se musí počítat, je míra pocení (resp. kožního odporu).

Experiment IV – Antiperspirant

Při tomto experimentu jsme levou paži ošetřili antiperspirantem a sledovali rozdíl v EV mezi levým a pravým SWA, což by mohlo případně poukazovat na roli pocení (resp. ↓kožního odporu) ve výpočtu EV. Pokus se konal v posilovně, zásadně při cvičení cviků symetricky využívajících HKK. Nicméně konstatujeme, že proband byl pravák. Pokusu v posilovně předcházelo podobné porovnání během spánku, kde byly zaznamenány jen velmi zanedbatelné rozdíly (řádově 1-2%). Cvičení v posilovně trvalo 42 minut, SWA na pravé straně vyhodnotil EV jako 238 kcal (při 961 „krocích“), SWA levé strany – ošetřené antiperspirantem jako 307 kcal (při 1009 krocích). Shodně dlouhý úsek během spánku vykazoval u SWA 52 (resp.53) kcal.

Závěr je tedy takový, že během spánku rozdíl v EV prakticky neexistoval, zatímco v celkovém EV během intenzivního silového tréninku byl o 29% vyšší u HK ošetřené antiperspirantem (což je významně více, než přírůstek zapříčiněný počtem „kroků“). To ale nepoukazuje na roli sníženého kožního odporu, jenž by zvyšoval EV. Jedním z potenciálních vysvětlení může být to, že HK, která je omezená v možnosti pocení, zvyšuje svou teplotu – která se jeví jako významnější faktor pro výpočet EV SWA.

Experiment V – Role dominantní HK ve výpočtu EV SWA

Zde jsme se zaměřili na jeden z parametrů, který se do přístroje zadává. A sice na dominanci ruky, resp. HK. Fakt, zda se mění EV po zadání pravo- či levorukosti byl pro nás také důležitý u experimentů, kdy jsme symetricky aplikovali SWA na pravou a levou HK. Tento parametr, stejně jako jiné, můžeme zadat „před“, ale i zpětně „po“

monitoraci SWA. Nemůžeme zcela vyloučit, že v případě, kdy tyto parametry zadáváme „před“, nedochází k určitému přednastavení čidel. Nicméně můžeme konstatovat, že pokud tento konkrétní parametr měníme zpětně, výpočet EV zůstává stejný.

Experiment VI – Vzorec pro výpočet EV (kcal) akcelerometrem

Omron HJ720 - IT

Z experimentu I. již víme o lineární závislosti hodnoty EV zobrazeného akcelerometrem Omron HJ720 – IT na počtu načtených kroků. Při tomto experimentu jsme simultánně načítali kroky čtyřmi přístroji, které se lišili v nastavení hmotnosti (kg) a délky kroku (cm). Kombinace nastavených parametrů a zjištěné údaje podává tabulka č. 15:

Výpočet EV akcelerometrem Omron HJ-720IT (kcal)				
Hmotnost (kg)	50	50	100	100
Délka kroku (cm)	50	100	50	100
Počet kroků ↓				
1000	19	35	35	67
2200	44	79	87	157
3000	60	111	117	222
6200	118	233	234	471

Tab. 15

Vedle počtu kroků byla zjištěna i lineární závislost EV na zadaných parametrech (hmotnosti a délky kroku). Pro objasnění vzorce pro výpočet EV jsme postupovali tak, že jsme vypočítali součin počet kroků x hmotnost x délka kroku a tento součin vydělili daným počtem kcal. V průměru vyšlo číslo 134 334.

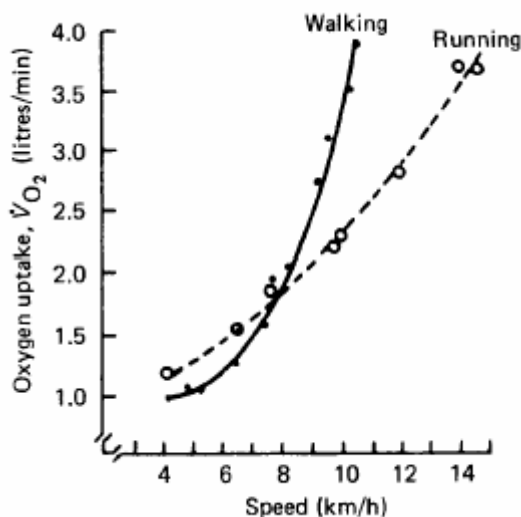
Dle našich výpočtů můžeme konstatovat, že pro výpočet EV přístroj přibližně využívá vzorec :

$$EV \text{ (kcal)} = \text{hmotnost (kg)} \times \text{délka kroku (cm)} \times \text{počet kroků} / 134\,334$$

Nemůžeme však vyloučit, že přístroj provádí určitou korekci, jelikož daná konstanta se už při poměrně malém počtu výpočtů (n= 16) pohybovala v rozmezí 125000 - 149253,7. Tak široké rozmezí bude z velké části zapříčiněno faktem, že hodnotu v kcal přístroj zaokrouhluje na celá čísla, což limituje přesnost našich výpočtů.

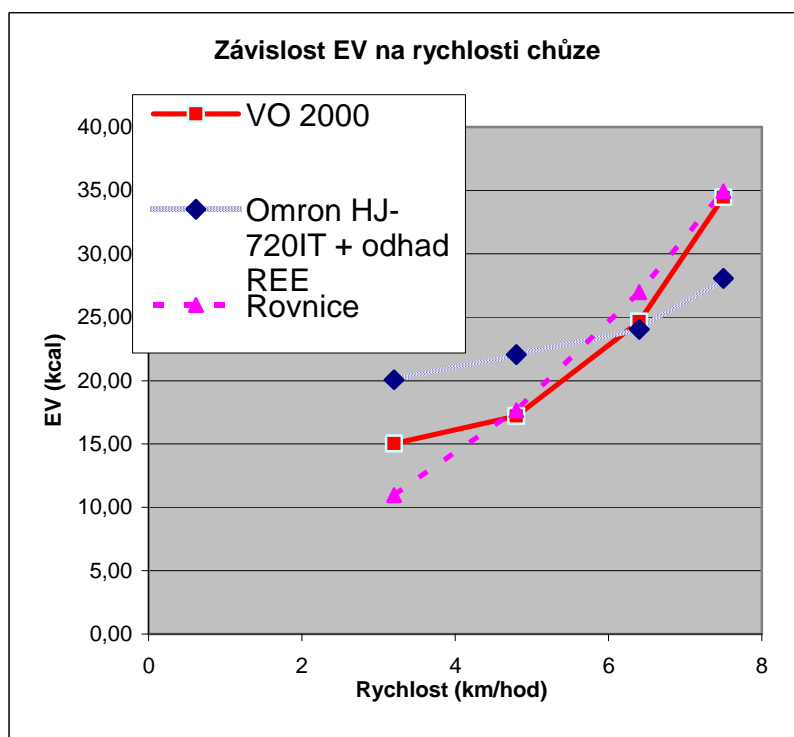
Experiment VII – Závislost EV na rychlosti

Dle práce Åstrand (Åstrand I., 1968) nejsou energetické nároky při chůzi lineárně závislé na rychlosti, nýbrž vůči rychlosti vykazují závislost prezentovanou níže:



Graf 3, Závislost energetické náročnosti chůze na rychlosti (Åstrand I., 1968)

Z našich dat jsme vybrali průměrné hodnoty EV vykázané přístroji při čtyřech různých rychlostech za nulového sklonu plošiny:



Graf 4, Závislost EV na chůzi dle různých metod (Omron HJ-720IT, nepřímá kalorimetrie, rovnice dle Andersena)

-EV vypočtený rovnicí dle Andersena (Andersen K.L. et al., 1978) vykazuje závislost blížící se lineární závislosti, s mírnou tendencí navyšovat EV oproti linearitě při vyšších rychlostech.

-Závislost EV vykázaného akcelerometrem Omron HJ-720IT je vyjma rychlosti 7,5km/hod přesně lineární. Poněkud náhlé navýšení EV při nejvyšší rychlosti může být důsledkem změněné strategie chůze, která se při takové rychlosti téměř připravuje k běhu. Tato strategie se může projevit zmenšením kroku a navýšením frekvence kroků. To způsobí celkově vyšší počet kroků, na kterých je dle experimentu č I. energetický výdej Omronu HJ-720IT lineárně závislý.

-EV dle nepřímé kalorimetrie (VO 2000) vykazuje na své křivce největší konkavitu a patrně se nejvíce blíží druhu závislosti uvedené Åstrandem (Åstrand I., 1968)

Diskuze

VO 2000 jakožto referenční metoda

Nepřímá kalorimetrie bývá jako referenční metoda pro výpočet EV využívána poměrně často (Berntsen S.et al., 2008; Bertoli S.et al., 2008; ...). Analyzátor dýchacích plynů VO 2000, který jsme pro tento účel využili, byl dříve použit i v jiných studiích, např. při hodnocení VO_{2max} u mladých brazilských fotbalistů (Jaguarible A.M. et al., 2005).

Analyzátor dýchacích plynů VO 2000 může dle výrobce vykazovat chybu $\pm 3\%$ v měření objemu, samotný kyslíkový analyzátor $\pm 0,1\%$ a analyzátor pro oxid uhličitý $\pm 0,2\%$ (<http://www.medgraphics.cz>). Nutno podotknout, že určitá chyba může nastat i mrtvým prostorem masky (ten se poněkud liší individuálně podle tvaru obličeje), případně její netěsností (která však byla prověřena před každým měřením). Energetický výdej byl počítán přes energetický ekvivalent $1000\text{ml O}_2 = 4,92 \text{ kcal}$. Tento ekvivalent ve skutečnosti není během zátěže stále stejný. Je závislý na druhu živin, které jsou v daném okamžiku využívány. Vše je měřeno v ústech, oproti buněčné úrovni tedy s určitým zpožděním. Pokud bychom při výpočtu chtěli dosáhnout ještě preciznějších výsledků, bylo by možné vytvořit program, který by při výpočtu průběžně přiřazoval korigovaný ekvivalent adekvátně podle aktuálního respiračního koeficientu (RER). Ovšem tyto hodnoty se pro různý RER neliší příliš, viz příloha č.3 (Andersen K.L. et al., 1978). V našem případě se během zátěže pohyboval RER na takové hladině, že použitý energetický ekvivalent $4,92\text{kcal}$ považujeme za adekvátní.

Pro nezávislé srovnání výsledků z námi určené referenční metody, tedy nepřímé kalorimetrie, jsme využili rovnici energetického výdeje při chůzi po rovině dle Andersena: $E (\text{kcal} \cdot 10^{-3} \text{kg}^{-1} \text{min}^{-1}) = 0,007v^2 (\text{m} \cdot \text{min}^{-1}) + 21$ (Andersen K.L. et al., 1978). Toto srovnání jsme provedli mezi výsledky z VO 2000 a uvedenou rovnicí pouze na rovinných úsecích (0% sklon), a sice při rychlostech: $3,2\text{km/h} \rightarrow r=0,7$ ($p<0,001$); $4\text{km/h} \rightarrow r=0,59$ ($p<0,01$); $4,8\text{km/h} \rightarrow r=0,68$ ($p<0,001$); $6,4\text{km/h} \rightarrow r=0,67$ ($p<0,001$); $7,5\text{km/h} \rightarrow r=0,67$ ($p<0,001$). Korelace nejsou příliš vysoké, nicméně

kromě $v = 4$ km/h (tato část zátěže trvala 15 min, ostatní 4 min) se drží alespoň na hladině významnosti $p < 0,001$.

Je nutno poznamenat, že pokud jsme se stejnou rovnicí porovnali výsledky z Omronu HJ-720IT (+REE), docházíme (kromě největší rychlosti $v = 7,5$ km/h) ke korelacím vyšším než s VO 2000. A sice pro $3,2$ km/h $\rightarrow r = 0,889$; 4 km/h $\rightarrow r = 0,86$; $4,8$ km/h $\rightarrow r = 0,83$; $6,4$ km/h $\rightarrow r = 0,77$ a pro $v = 7,5$ km/h $\rightarrow r = 0,62$. Tyto korelace leží na hladině významnosti $p \leq 0,001$. Příčinu vyšších korelací (oproti VO 2000) vidíme ve způsobu výpočtu EV akcelerometrem, který dle našeho experimentu č. VI patrně vypočítává EV jako násobek *délka kroku x hmotnost x počet kroků x konstanta*, přičemž délka kroku je při konstantním čase v přímé úměře s rychlostí a případné další korekční faktory mají na výsledek jen velmi malý vliv. Ve vzorci dle Andersena figuruje *rychlost* a pro hodnotu celkového EV se rovnice taktéž násobí *hmotností*. V zásadě stejné dvě proměnné ve vzorci mohou mít velký vliv na výslednou směrnici výsledné lineární regrese.

Omron HJ-720IT

Po zpracování výsledků jsme v praktické části zjistili, že EV vykázaný Omronem HJ-720IT nekoreluje s výsledky NK, viz tabulka č.8 a č.9. V zásadě všechny hodnoty byly podhodnoceny, viz graf č. 13. Tato skutečnost poukazovala na to, že tento akcelerometr velmi pravděpodobně zobrazuje hodnotu EV, která by měla odpovídat pracovnímu přírůstku. Tak zásadní informaci, zda jde o celkový EV či jen o pracovní přírůstek je prodejci, resp. výrobcí pomíjena. V tomto smyslu jsme vznesli dotaz na oficiálním webu firmy (www.omron.com), bohužel se nám nedostalo odpovědi. Absence této informace je problémem u mnoha pohybových senzorů. Na tento problém narazil ve své validizační studii i Crouter et al., který konstatuje, že u 6 z 8 přístrojů, které testoval, a které vyhodnocovaly EV, není uvedeno, zda je do EV zahrnut i klidový EV (Crouter E. S. et al., 2003).

Některé indicie naznačovaly, že Omron HJ-720IT klidový EV nezapočítává. Přístroje, které takto činí, zpravidla po zadání antropometrických parametrů načítají EV i v naprostém klidu, jako např. Caltrac (Radvanský J. et al., 1997). Je to logičtější cesta než poměrně navyšovat pracovní EV a v klidu nepřičítat nic. Omron HJ-720IT v relativním klidu nenačítá nic. Výše zmiňovaná studie (Crouter E. S. et al., 2003) vedle

jiných přístrojů hodnotila také jeden typ akcelerometru firmy Omron Healthcare, a sice typ Omron HJ-105. U tohoto typu bylo obdobně nejasné, o jakou část EV se jedná. Studie došla k závěru, že pokud bychom EV zobrazený Omronem HJ-105 považovali čistě za pracovní přírůstek, potom tento přístroj oproti NK nadhodnocoval EV ($p < 0,05$) ve všech z pěti rychlostí kromě té nejvyšší, tj. $107 \text{ kroků} \cdot \text{min}^{-1}$, kde měřil srovnatelně s referenční metodou (NK). Pokud bychom tento údaj považovali za celkový EV, potom měřil srovnatelně v rychlostech 54 , 67 a $80 \text{ kroků} \cdot \text{min}^{-1}$. a v rychlostech 94 a $107 \text{ kroků} \cdot \text{min}^{-1}$ podhodnocoval ($p < 0,05$).

Tuto nejasnost jsme v našem případě vyřešili tak, že jsme k daným hodnotám zkusili připočítat odhad klidového EV a následně zhodnotili, jak se mění korelace s výsledky NK. Můžeme konstatovat, že korelace s NK se zvýšily ve všech kombinacích rychlostí a sklonů. Stejně tak se významně zvýšily korelace s rovnicí dle Andersena. Z toho důvodu považujeme vykázaný EV za pracovní přírůstek. Podle toho jsme s ním dále zacházeli při statistickém zpracování. Vždy jsme k němu před dalším statistickým zpracováním přičetli odhad klidového EV, konkrétně energetický ekvivalent spotřeby O_2 $5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$.

Pokud porovnáme souhrnné hodnoty za první či za druhý úsek jednotlivých probandů s výsledky NK, vidíme po proložení regresní úsečky na grafech zřetelnou tendenci k menšímu rozptylu hodnot EV Omronu HJ-720IT při vyšších hodnotách celkového EV. K menšímu rozptylu hodnot EV tedy docházelo u lidí s celkově vyšším EV.

Při porovnání Pearsonových korelačních koeficientů (s NK) jednotlivých částí zátěže (chůze), nalézáme nejvyšší (v rámci našich měření) korelace při $v = 3,2 \text{ km/h}$ se sklonem 5% a 10% (obě jsou $r = 0,72$, $p < 0,001$). Po výpočtu průměrných odchylek nalézáme nejmenší odchylku při $v = 3,2 \text{ km/h}$ a sklonu 5% . Průměrná odchylka hodnoty EV zde činí $-3,1 \pm 16,46 \%$. Podle očekávání je zřetelná tendence akcelerometru EV na rovinném úseku spíše nadhodnocovat a při konstantní rychlosti a zvyšujícím se sklonu běhátko EV spíše podhodnocovat. Tímto způsobem se přístroj patrně snaží vyřešit svou neschopnost rozeznání chůze do svahu a výrobce nejspíš vsází na to, že nadhodnocení roviny se zhruba vyrovná podhodnocení svahu. Ovšem při vyšších rychlostech ($6,4 \text{ km/h}$

a výrazněji 7,5km/h) je EV akcelerometrem podhodnocen už při vodorovném postavení běhátko. To lze vysvětlit závislostmi energetické náročnosti chůze na rychlosti (Åstrand I., 1968). Omron HJ-720IT totiž počítá EV jako lineární závislost na počtu kroků (resp. na rychlosti, pokud uvažujeme konstantní délku kroku), nicméně energetická náročnost chůze na rychlosti lineární není (viz graf č. 3) a EV se ve skutečnosti s rostoucí rychlostí chůze zvyšuje více, než by odpovídalo linearitě.

Největší podhodnocení jsme zaznamenali při $v = 4,8$ km/h a sklonu 10%. Při takto modelované chůzi podhodnocoval Omron HJ-720IT EV v průměru o $32,7 \pm 13,78\%$. Ovšem v porovnání s jinými úseky zde byla poměrně vysoká korelace $r = 0,62$ ($p < 0,01$).

Další pozorování (závislost EV na počtu monitorovaných kroků, způsob výpočtu EV a hodnota EV v závislosti na rychlosti) Omronu HJ-720IT jsou okomentovány v kapitole „Experimenty“.

SWA

Zatímco způsob výpočtu EV jsme poměrně snadno odhalili (Experiment VI), algoritmy přístroje SWA jsou pravděpodobně mnohem složitější a neznáme je. Rovnice pro výpočet EV jsou součástí výrobního tajemství a je téměř jisté, že jsou vývojáři postupně zdokonalovány. Podle informací výrobce slouží přístroj pouze jako datová schránka pro data, jež jsou později vyhodnoceny softwarem v počítači. Pro hodnocení jsme využili SWA software 6.1. Tento software podle dostupných studií vykazuje přesnější výsledky oproti staršímu (verzi 4.2) pro většinu činností včetně chůze na běhátku (Calabró A. M. et al., 2009). Autoři studií se při ověřování rovnic zpravidla zaměřují na určité skupiny, např. na děti (Dorminy A. C. et al., 2008) či na obézní jedince (Papazoglou D. et al., 2006).

Přístroj SWA oproti akcelerometru Omron HJ-720IT jasně deklaruje, zda započítává klidový EV. Tento výdej započítává. Ve výpočtu REE se patrně řídí tabulkovými hodnotami, které je schopen vyhodnotit po zadání antropometrických

údajů do softwaru. Modality jako teplota nebo odpor kůže mají v tomto výpočtu spíše menší význam, jak naznačuje kapitola „Experimenty“.

Experiment č. I a č. II naznačuje, že pro výpočet EV má zásadní roli vyhodnocený počet kroků. Dále jsou v kapitole „Experimenty“ okomentovány jednotlivé pokusy týkající se role teploty ve výpočtu EV SWA.

V hlavní praktické části jsme zjistili, že SWA v průměru podhodnotil EV prvním úseku (52min) o $11,5 \pm 14,57\%$, při nízké korelaci $r = 0,51$ ($p < 0,05$). Z tohoto úseku nemáme dílčí údaje, jelikož 4 minutové části jsou pod dostatečně přesnou časovou rozlišovací schopností přístroje. V druhém úseku (33min) jsme měli možnost porovnat 15 minutovou chůzi $v = 4\text{km/h}$, 0% sklon a $v = 6\text{km/h}$, 5% sklon. Ačkoliv rychlost nebyla konstantní, můžeme pozorovat, že korelace s NK se zmenšuje se zvyšujícím se sklonem běhátko ($r = 0,62$ při $p < 0,01$ vs. $r = 0,49$ při $p < 0,05$), což je v souladu s pozorováním Jakicic J.M. et al. (Jakicic M. J. et al., 2004). Jmenovaná studie sledovala EV při chůzi na běhátku při $v = 4,8\text{km/h}$ a sklonu 5% a 10%. Celkově vzato zaznamenala podhodnocení EV SWA o $6,9 \pm 8,5\%$ ($n=31$). Úseky chůze na běhátku trvaly 10 min, při 5% sklonu byly výsledky následující: $5,8 \pm 0,6 \text{ kcal}\cdot\text{min}^{-1}$ oproti NK: $6,1 \pm 1,0$. Při 10% sklonu $5,9 \pm 0,7$ proti hodnotám NK $8,3 \pm 1,5 \text{ kcal}\cdot\text{min}^{-1}$. Nutno poznamenat, že autoři použili starší software, verze 3.0.

My jsme při vodorovném postavení běhátko a $v = 4\text{km/h}$ zaznamenali nadhodnocení EV v průměru o $12,4 \pm 13,90\%$, oproti tomu při sklonu 5% a $v = 6\text{km/h}$ podhodnocení EV o $27,9 \pm 10,94\%$. Tento rozdíl dáváme opět do souvislosti s tím, že přístroj není schopen rozeznat chůzi do svahu, která přináší větší energetické nároky. Korelační koeficient byl u celého druhého úseku (33min) stejně nízký ($r = 0,51$, $p < 0,05$) jako u prvního (52 min).

Chůze je sice základní pohybová aktivita, nicméně jen částečně zodpovídá za EV během celého dne. Delší časové úseky (v řádu dnů) se ve studiích s výhodou hodnotí s referencí dvojitě značené vody. Ve americké studii (Stoenge M. et al., 2007) byl SWA takto u probandů hodnocen časový úsek 10 dnů. Při využití softwaru verze 4.2

byla nalezena poměrně vysoká korelace s DZV 0,81 ($p < 0,01$); přičemž denní EV byl v průměru podhodnocen o 117kcal (2492 ± 444 vs 2375 ± 366).

Porovnání SWA a Omronu HJ-720IT

Průměrné cenové relace v roce 2010		
Omron HJ-720IT		1 240 Kč
Omron HJ-113*		740 Kč
Sense Wear Armband		1530 \$

* v této práci nebyl testovaný

Cena jednoznačně straní pořízení akcelerometru Omron HJ-720IT oproti SWA. Dokonce je možné pořídit některý z levnějších krokoměrů stejné firmy, např. typ Omron HJ-113, který pravděpodobně pracuje na velmi podobném principu. Rozdílem oproti dražšímu typu je nemožnost propojení s počítačem.

Korelační koeficient s NK byl v naší práci vyšší spíše u Omronu HJ-720IT, celkově vzato:

1.úsek: $r_{\text{omron}} = 0,58$ ($p < 0,01$) vs. $r_{\text{swa}} = 0,51$ ($p < 0,05$);

2.úsek: $r_{\text{omron}} = 0,57$ ($p < 0,01$) vs. $r_{\text{swa}} = 0,51$ ($p < 0,05$).

Nicméně těchto hodnot jsme dosahovali jen za předpokladu, že jsme k hodnotám Omronu připočítali vlastní odhad REE. Bez této naší korekce by vyšší korelace vycházela pro SWA. Korelační koeficienty jsou nízké v obou případech.

Ačkoliv souhrnný korelační koeficient vychází mírně ve prospěch Omronu HJ-720IT, průměrná odchylka měření byla menší u SWA, viz tabulka č. 10 a č.11., což v tomto případě považujeme za významnější parametr pro praxi.

Při použití přístrojů musíme mít na paměti, že akcelerometr při standardním umístění v oblasti spina iliaca ant. sup. bude mít tendenci při práci HKK EV podhodnocovat (Welk G.J., 2002), zatímco SWA při umístění na HK spíše nadhodnocovat (Jakicic M. J. et al., 2004).

Závěr

- EV vykázaný akcelerometrem Omron HJ-720IT se více blíží čistému pracovnímu přírůstku při PA než celkovému EV
- oba přístroje mají na rovinném úseku tendenci spíše nadhodnocovat EV a s rostoucí chůzí do svahu spíše podhodnocovat
- celkově vzato oba přístroje hodnotu EV při použití uvedených zátěžových protokolů spíše podhodnocují
- průměrné odchylky měření oproti NK (VO 2000) jsou poněkud nižší u přístroje SenseWear Armband, nicméně tento přístroj je oproti akcelerometru Omron HJ-720IT řádově dražší

Pohybové senzory testované v této práci vykazovaly ve srovnání s NK poměrně nízké korelace. Jistě tyto metody měření EV nejsou zaměnitelné s výsledky NK s použitím analyzátoru dýchacích plynů. Největší průměrné odchylky v hodnotách EV oproti NK dosahují až cca 30-35%, přičemž přesnost měření závisí na rychlosti chůze a sklonu plošiny (viz str. 54, tabulky č. 10 a 11). Rozhodně tyto přístroje nejsou spolehlivé monitory v situacích, kdy vyžadujeme precizní zhodnocení PA. Nicméně se zdají být účelné jako motivační prostředek a zpětná vazba pro pacienta, který má snahu zvýšit svůj EV zejména chůzí, ať už ve formě řízeného tréninku či zvýšením habituální PA. Zároveň se jeví jako vhodný prostředek pro zhodnocení habituální PA pro studie, které sledují vliv řízeného tréninku na nejrůznější fyziologické či antropometrické parametry. Studie tohoto druhu často nezaznamenávají fakt, zda po započetí řízeného tréninku nedošlo k výraznému omezení habituální PA, což může velmi ovlivnit konečné výsledky.

Použitá literatura

- ANDERSEN, K.L., et al.** *Habitual physical activity and health : WHO Regional Publications, European Series No.6.* Copenhagen : [s.n.], 1978. 103 s. ISBN 9290201061.
- ANDRESOVÁ , M.; NOVÁK , I.** Měření energetické potřeby organismu metodou nepřímé kalorimetrie a její využití v praxi . *Pediatric po promoci* . 2004 , 1, 1, s. 56-60. Dostupný také z WWW: <http://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zc/PPP_1-2004_08_CZ4.pdf>.
- ÅSTRAND, I.** Degree of strain during building work as related to individual aerobic work capacity. *Ergonomics*. 1967, 10, s. 293-303.
- BERNTSEN , S., et al.** Validity of physical activity monitors in adults participating in free living activities . *Sports Medicine*. 2008, 7, s. 1-14. Dostupný také z WWW: <<http://bjsm.bmj.com/content/early/2008/07/15/bjsm.2008.048868.full.pdf>>
- BERTOLI, S., et al.** Poor agreement between a portable armband and indirect calorimetry in the assessment of resting energy expenditure . *Clinical Nutrition* . 2008 , 27 , s. 307-310 .
- BLAND, M.J.; ALTMAN, D.G.** Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*. 1999, 8, s. 135-160.
- Bodymedia.** *Manual of SenseWear body monitoring system : Instruction For Use: Getting Started!*. [s.l.] : [s.n.], 74 s.
- BROOKS, A.** Predicting Walking METs and Energy Expenditure from Speed or Accelerometry . *Medicine&Science in Sports&Exercise* . 2005 , 37, s. 1216-1223 .
- CALABRÓ , A. M.; WELK, J. G.; EISENMANN JOEY, C.** Validity of the SenseWear Pro Armband Algorithms in Children . *Medicine&Science in Sports&Exercise* . 2009 , 41, 9, s. 1714-1720 .
- Cancer Prevention&Research Institute of Texas.** Pedometers, Heart Rate Monitors.. Motivational Tools. *Health Hints* [online]. 2004, 8, 7, [cit. 2010-04-04]. Dostupný z WWW: <http://fcs.tamu.edu/health/Health_Education_Rural_Outreach/Health_Hints/2004/fall_2004/pe-dometers-with-handout.pdf>
- Consumers Union of U.S., Inc.** Pedometers: Walking by the numbers . *Consumer Reports* . 2004, ?, s. ?.
- CROUTER , E. S., et al.** Validity of 10 Electronic Pedometers for Measuring Steps, distance, and Energy Cost. *Official Journal of the American College of Sports Medicine* . 2003 , 35, 8, s. 1455-1460 .
- DORMINY, A. C., et al.** Validity of a Multisensor Armband in Estimating 24-h Energy Expenditure in Children . *Medicine&Science in Sports&Exercise* . 2008 , 40, 4, s. 669-706 .
- FRUIN , M.L.; RANKING , J.W.** Validity of a multi-sensor armband in estimating rest and exercise energy expenditure. *Medicine&Science in Sports&Exercise* . 2004 , 36, 6, s. 1063-1069.
- HAVLÍČKOVÁ , L., et al.** *Fyziologie tělesné zátěže I.* Praha : Karolinum, 2004. 203 s. ISBN 80-7184-875-1.
- HAWLEY, J.A.** Exercise as a therapeutic intervention for the prevention and treatment of insulin resistance . *Diabetes/Metabolism research and reviews*. 2004, 20, s. 383-393 .
- HOLBROOK, A.E.; BARREIRA, V. T.; KANG, M.** Validity and Reliability of Omron Pedometers for Prescribed and Self-Paced Walking. *Official Journal of the American College of Sports Medicine* . 2009 , 41 , s. 669-673 .
- JAGUARIBLE A.M. et al.,** Correlation between direct and indirect VO2 max measurement in indoor soccer players, *Rev Bras Med ES porte*. 2005, 3, 159-161
- JAKIČIĆ , J.M., et al.** The accuracy of the Tritrac-R3D accelerometer to estimate energy expenditure . *Science in Sports and Exercise* . 1999 , 31, 5, s. 747-754.
- JAKIČIĆ , M.J., et al.** Evaluation of the SenseWear Pro Armband to Assess Energy Expenditure during Exercise . *Medicine&Science in Sports&Exercise* . 2004 , 36, s. 897-904 .
- KOLÁŘ, Pavel, et al.** *Rehabilitace v klinické praxi* . Praha : Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KŘENOVÁ, P., et al.** Zkušenosti s využitím krokoměřů v prevenci a terapii metabolického syndromu u seniorek . *Med Sport Boh Slov*. 2000, 15 (5), s. 205-211

- KVAPIL, M.** Prevence a léčba diabetes mellitus 2. typu . *Sanquis* [online]. 2004, 34, [cit. 2010-04-04]. Dostupný z WWW: <<http://www.sanquis.cz/index2.php?linkID=art497>>
- LUMINI , J.A., et al.** Beneficial effects of exercise on muscle mitochondrial function in diabetes mellitus . *Sports Medicine*. 2008, 38, 9, s. 735-750 .
- MÁČEK, M.; VÁVRA, J.** *Fyziologie a patofyziologie tělesné zátěže* . Praha : Avicenum , 1988. 353 s.
- MATOULEK , M; HOUŠOVÁ, J.; VĚTROVSKÁ, R.** *MediSpo magazín*. [s.l.] : [s.n.], 2008. Supplementum: Cvičíme s cukrockou, s. 1-19.
- MedGraphics. MedGraphics VO 2000** : Přenosný přístroj pro metabolická měření v terénu i v laboratoři - firemní prezentace [online]. , [cit. 2010-04-05]. Dostupný z WWW: <<http://www.medgraphics.cz/data/vo2000.php?head=vo2000>>.
- MILANI, V.R., et al.** Porozumění základům spiroergometrie : Komentář: doc. MUDr. Jiří Radvanský. *Medicína po promoci* . 2007 , 8, 2, s. 6-15.
- MONTOYE, H.J., et al.** Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer. *Med Sci Sports Exerc*. 1983, 15, s. 403-7.
- MOUREK, J.** *Fyziologie*. [s.l.] : Grada, 2005. 204 s. ISBN 80-247-1190-7, 9788024711904.
- Omron Healthcare Co.** Walking Style Pro - Instruction Manual . 2006, 70 s.
- PAPAZOGLU , D., et al.** Evaluation of a Multisensor Armband in Estimating Energy Expenditure in Obese Individuals . *Obesity*. 2006 , 14, 12, s. 2217-2223 .
- PELIKÁNOVÁ, T.** Inzulínová rezistence a metabolický syndrom . *Interní medicína pro praxi 2003/10* . 2003, 10, s. 491-495 . Dostupný také z WWW: <<http://www.solen.cz/pdfs/int/2003/10/04.pdf>>.
- RADVANSKÝ, J.; NEČASOVÁ, L.; MATOUŠ, M.** Využití pohybových senzorů v měření energetického výdeje pro potřeby pohybové terapie . *Med Sport Boh Slov* . 1997, 6, s. 113- 116 .
- SEDLÁČEK, T.** *Ekonomie dobra a zla* . [s.l.] : Finidr, 2009. 272 s. ISBN 978-80-903944-3-8
- SCHOELLER , D.A.** Measurement of energy expenditure in free-living humans by using doubly labeled water . *The journal of nutrition* . 1988, ?, s. 1278 - 1289
- SCHOELLER , D.A.; RACETTE, S.B.** A review on field techniques for the assessment of energy expenditure . *The journal of nutrition*. 1990, 120, s. 1462-1495 .
- SIGAL , J.R., et al.** Physical Activity / Exercise and Type 2 Diabetes . *Diabetes Care* . 2004 , 27, s. 2518-2535 .
- STONGE , M.** Evaluation of a portable device to measure daily energy expenditure in-living adults.. *American Society for Nutrition* . 2007, 85, s. 742-749 .
- SUGIURA , H., et al.** Effects of long-term moderate exercise and increase in number of daily steps on serum lipids in women: randomised controlled trial . *Womens Health* . 2002, 2:3, Dostupný také z WWW: <<http://www.biomedcentral.com/1472-6874/2/3>>.
- SVÁČINOVÁ, H.** Pohybová léčba a rehabilitace u diabetiků v ordinaci praktického lékaře . *Medicína pro praxi* . 2007 , 3, s. 113-115 .
- TOLEDO F.G.S., F.G.S., et al.** Effects of Physical Activity and Weight Loss on skeletal Muscle Mitochondria and Relationship With Glucose Control in Type 2 Diabetes . *Diabetes*. 2007, 56, 8, s. 2142-2147. Dostupný také z WWW: <<http://diabetes.diabetesjournals.org/content/56/8/2142.full>>.
- TUDOR-LOCKE , C., et al.** Utility of Pedometers for Assesting Physical Activity . *Sports Medicine* . 2004 , 34, 5, s. 281-291 .
- TUDOR-LOCKE, C.; BASSETT JR, R. D.** How Many Steps/Day Are Enough . *Sports Med* . 2004, 14, s. 1-8.
- ÚZIS.** Činnost oboru diabetologie, péče o diabetiky v roce 2008 . *Aktuální informace* [online]. 2009, 36, [cit. 2010-04-05]. Dostupný z WWW: <http://www.uzis.cz/download.php?ctg=20&search_name=diabetologie®ion=100&kind=21&mnu_id=6200>.
- WELK, G.J.** Reliability of the CSA activity monitor for assesting physical activity . *Research Quarterly for Exercise and Sport* . 2002, 43, s. ?.
- WELK, G.J.** *Physical activity assessments for health-related research* . [s.l.] : Human Kinetics , 2002. 280 s. ISBN -13:9780736037488.

YAMANOUCHI , K., et al. Daily walking combined with diet therapy is a useful means for obese NIDDM patients not only to reduce body weight but also to improve insulin sensitivity . *Diabetes Care* . 1995 , 18, 6, s. 775-778 .

Seznam příloh

- Příloha č. 1 : Definice metabolického syndromu podle National Cholesterol**
- Příloha č. 2 : Cílové hodnoty při léčbě osob s metabolickým syndromem**
- Příloha č. 3 : Energetické ekvivalenty ve vztahu k respiračnímu koeficientu**
- Příloha č. 4 : Výsledky nepřímé kalorimetrie, VO 2000, 1.úsek**
- Příloha č. 5: Výsledky výpočtů rovnice pro EV, 1.úsek**
- Příloha č. 6 : Výsledky akcelerometru Omron HJ-720IT, 1. úsek**
- Příloha č. 7: Výsledky akcelerometru Omron HJ-720IT + odhad REE, 1. úsek**
- Příloha č. 8 : Výsledky SWA, 1.úsek**
- Příloha č. 9 : Výsledky nepřímé kalorimetrie, VO 2000, 2. úsek**
- Příloha č. 10 : Výsledky akcelerometru Omron HJ-720IT, 2. úsek**
- Příloha č. 11 : Výsledky akcelerometru Omron HJ-720IT + odhad REE, 2. úsek**
- Příloha č. 12 : Výsledky SWA, 2. úsek**
- Příloha č. 13 : Korelace SWA a Omron HJ-720IT, 1. úsek**
- Příloha č. 14 : Korelace SWA a Omron HJ-720IT + REE, 1. úsek**
- Příloha č. 15 : Graf dle Blanda a Altmana , 1.úsek**
- Příloha č. 16 : Graf dle Blanda a Altmana , 2.úsek**

Přílohy

Příloha č. 1: Definice metabolického syndromu podle National Cholesterol

(Education (NCEP) Expert Panel Adult treatment panel III, 2001)

rizikový faktor		
abdominální obezita (obvod pasu)	muži	> 102 cm
	ženy	> 88 cm
triacylglyceroly	≥ 150 mg/dl (1,7 mmol/l)	
HDL cholesterol	muži	< 40 mg/dl (1,0 mmol/l)
	ženy	< 50 mg/dl (1,3 mmol/l)
krevní tlak	≥ 130/≥ 85 mmHg	
glykémie na lačno	≥ 110 mg/dl (6,1 mmol/l)	

pro potvrzení diagnózy je nutná přítomnost nejméně 3 RF

Příloha č. 2: Cílové hodnoty při léčbě osob s metabolickým syndromem

(Pelikánová T., 2003)

krevní tlak (mmHg)	< 130/85
krevní lipidy	
celkový cholesterol (mmol/l)	< 5
LDL cholesterol (mmol/l)	< 3
HDL cholesterol (mmol/l)	> 1
triacylglyceroly (mmol/l)	< 2
glykémie na lačno (mmol/l)	< 6,5
glykémie postprandiální (za hodinu po jídle) (mmol/l)	< 9,0
HbA1c (%)*	< 7,0
body mass index*	< 27
obvod pasu** : ženy (cm) / muži (cm)	< 80 / < 94

*HbA1c – glykovaný hemoglobin – vyšetřujeme pouze u nemocných s diabetem

**u obezních nemocných je reálným cílem redukce hmotnosti o 5–10%

Příloha č. 3: Energetické ekvivalenty ve vztahu k respiračnímu koeficientu

(Andersen K.L. et al., 1978)

$$\text{Energy expenditure (kcal or kJ)} = V_{O_2} \times \text{caloric equivalent of oxygen}$$

Table 1. Caloric equivalents of one litre of oxygen and of carbon dioxide at various nonprotein respiratory quotients

Nonprotein respiratory quotient	Caloric equivalents			
	Oxygen		Carbon dioxide	
	kcal	kJ	kcal	kJ
0.70	4.686	19.6	6.694	28.0
0.72	4.702	19.7	6.531	27.3
0.74	4.727	19.8	6.388	26.7
0.76	4.752	19.9	6.253	26.2
0.78	4.776	20.0	6.123	25.6
0.80	4.801	20.1	6.001	25.1
0.82	4.825	20.2	5.884	24.6
0.84	4.850	20.3	5.774	24.2
0.86	4.875	20.4	5.669	23.7
0.88	4.900	20.5	5.568	23.3
0.90	4.928	20.6	5.471	22.9
0.92	4.948	20.7	5.378	22.5
0.94	4.973	20.8	5.290	22.1
0.96	4.997	20.9	5.205	21.8
0.98	5.022	21.0	5.124	21.4
1.00	5.047	21.1	5.047	21.1

Příloha č. 4: Výsledky nepřímé kalorimetrie, VO 2000, 1.úsek

EV VO2000 (kcal)										
rychlost (km/h)→	3,2	3,2	3,2	4,8	4,8	4,8	6,4	6,4	7,5	Total (kcal)
sklon→	0	5%	10%	0	5%	10%	0	5%	0	
1.	12,51	17,04	22,68	17,04	21,61	30,63	24,31	33,56	34,84	241,47
2.*	9,61	16,69	20,82	12,64	19,25	27,44	22,56	31,23	33,58	208,91
3.	18,06	21,83	28,49	20,33	26,37	34,44	27,08	37,42	39,75	290,19
4.	9,91	14,23	19,85	12,41	18,89	28,58	23,43	29,67	35,35	209,97
5.	14,17	16,51	20,77	15,65	20,15	22,55	21,95	27,72	30,00	222,76
6.*	9,89	8,35	16,34	12,17	18,26	22,72	19,96	27,87	27,64	190,30
7.	19,99	24,52	28,77	25,16	28,26	39,97	33,68	47,34	44,61	324,81
8.	11,08	17,15	19,89	15,99	19,72	24,95	27,05	31,10	36,16	237,86
9.	15,29	19,97	23,22	16,58	23,78	33,05	24,62	34,20	34,05	236,56
10.	15,33	22,72	28,86	17,31	26,07	36,54	25,23	35,08	33,47	271,75
11.*	15,33	22,72	28,86	17,31	26,07	36,54	25,23	35,08	33,47	272,24
12.	19,19	22,17	26,05	16,90	23,81	33,68	24,81	34,46	33,11	261,71
13.	18,33	22,98	26,62	20,00	26,43	34,25	24,54	34,61	33,35	267,37
14.*	14,56	17,72	23,51	18,11	24,07	28,07	21,90	30,63	31,21	237,25
15.	18,74	21,05	26,20	16,97	25,69	33,46	26,63	33,66	38,94	262,62
16.	15,26	21,68	26,53	21,53	25,66	33,40	24,78	33,80	35,14	265,21
17.	17,92	20,90	24,98	20,60	25,90	32,94	27,59	34,96	35,92	281,69
18.*	14,11	15,82	20,20	14,07	22,22	28,35	22,21	31,23	35,80	232,70
19.	22,89	29,24	34,05	22,03	33,40	42,77	31,59	39,89	40,89	340,36
20.	16,65	22,13	24,17	17,15	25,35	32,27	26,97	39,22	36,64	264,94
21.	10,56	14,72	18,80	10,88	17,21	23,70	18,51	26,49	27,33	175,41
22.*	11,31	15,24	20,19	17,60	17,65	26,46	17,71	26,95	26,76	196,22
Průměr	15,03	19,34	24,08	17,20	23,45	31,22	24,65	33,46	34,46	249,65
Směrodatná odchylna	3,71	4,47	4,29	3,51	4,03	5,41	3,75	4,81	4,36	40,06

*měření, která byla prováděna na probandech, kteří se již dříve jednou účastnili

Příloha č. 5: Výsledky výpočtů rovnice pro EV, 1.úsek

Rovnice $E=0,007*v*v + 21$ (kcal.0.001/min/kg), v (m/s)						
rychlost (km/hod)→	3,2		4,8		6,4	7,5
sklon→	0		0		0	0
1.	10,36		16,66		25,48	33,01
2.*	10,36		16,66		25,48	33,01
3.	12,34		19,85		30,35	39,32
4.	10,93		17,58		26,89	34,84
5.	8,43		13,55		20,73	26,86
6.*	8,20		13,19		20,17	26,13
7.	12,85		20,66		31,60	40,94
8.	9,79		15,74		24,07	31,19
9.	10,93		17,58		26,89	34,84
10.	12,04		19,37		29,63	38,38
11.*	12,04		19,37		29,63	38,38
12.	11,45		18,42		28,18	36,51
13.	10,85		17,45		26,69	34,58
14.*	11,13		17,90		27,37	35,46
15.	11,19		18,00		27,53	35,67
16.	12,63		20,32		31,08	40,26
17.	10,42		16,77		25,64	33,22
18.*	10,42		16,77		25,64	33,22
19.	14,33		23,06		35,26	45,68
20.	10,39		16,71		25,56	33,12
21.	10,06		16,19		24,76	32,07
22.*	10,06		16,19		24,76	32,07
Průměr	10,96		17,64		26,97	34,94
Směrodatná odchylka	1,40		2,25		3,44	4,45

*měření, která byla prováděna na probandech, kteří se již dříve jednou účastnili

Příloha č. 6 : Výsledky akcelerometru Omron HJ-720IT, 1. úsek

EV Omron HJ-720IT net (kcal)										
rychlost (km/hod)→	3,2	3,2	3,2	4,8	4,8	4,8	6,4	6,4	7,5	Total kcal
sklon→	0	5%	10%	0	5%	10%	0	5%	0	
1.	8	12	12	14	14	14	16	16	19	125
2.*	13	13	12	12	20	14	16	16	18	134
3.	14	13	14	15	15	14	17	16	17	135
4.	12	11	11	14	13	13	16	15	15	130
5.	7	9	9	12	11	12	12	11	14	97
6.*	8	8	8	10	9	9	11	10	15	88
7.	15	14	14	17	15	16	20	20	22	153
8.	10	11	10	12	12	12	14	13	14	108
9.	11	10	11	12	12	12	13	14	21	116
10.	15	14	15	16	17	17	18	18	22	152
11.*	13	14	13	16	16	16	18	18	22	146
12.	13	13	12	17	17	16	22	21	16	147
13.	11	13	13	15	15	14	17	17	21	136
14.*	11	15	11	18	15	13	20	14	23	140
15.	13	12	12	14	15	14	18	18	24	144
16.	15	13	12	16	14	14	19	21	21	145
17.	11	11	11	14	10	17	17	17	21	129
18.*	11	11	11	14	10	17	17	17	21	129
19.	16	14	15	17	15	16	19	18	20	160
20.	11	11	12	14	13	13	16	15	19	124
21.	14	13	14	17	15	18	21	21	22	155
22.*	14	12	16	16	16	16	18	25	22	155
Průměr	12,09	12,14	12,18	14,64	14,05	14,41	17,05	16,86	19,50	134,00
Směrodatná odchylna	2,45	1,75	1,97	2,11	2,63	2,17	2,77	3,48	3,07	18,53

*měření, která byla prováděna na probandech, kteří se již dříve jednou účastnili

Příloha č. 7: Výsledky akcelerometru Omron HJ-720IT + odhad REE, 1. úsek

EV Omron HJ-720IT (kcal) + odhad klidového EV**										
rychlost (km/hod)→	3,2	3,2	3,2	4,8	4,8	4,8	6,4	6,4	7,5	Total kcal
sklon→	0	5%	10%	0	5%	10%	0	5%	0	
1.	14,23	18,23	18,23	20,23	20,23	20,23	22,23	22,23	25,23	205,97
2.*	19,23	19,23	18,23	18,23	26,23	20,23	22,23	22,23	24,23	214,97
3.	21,42	20,42	21,42	22,42	22,42	21,42	24,42	23,42	24,42	231,45
4.	18,57	17,57	17,57	20,57	19,57	19,57	22,57	21,57	21,57	215,45
5.	12,07	14,07	14,07	17,07	16,07	17,07	17,07	16,07	19,07	162,88
6.*	12,93	12,93	12,93	14,93	13,93	13,93	15,93	14,93	19,93	152,09
7.	22,72	21,72	21,72	24,72	22,72	23,72	27,72	27,72	29,72	253,42
8.	15,88	16,88	15,88	17,88	17,88	17,88	19,88	18,88	19,88	184,50
9.	17,57	16,57	17,57	18,57	18,57	18,57	19,57	20,57	27,57	201,45
10.	22,24	21,24	22,24	23,24	24,24	24,24	25,24	25,24	29,24	246,15
11.*	20,24	21,24	20,24	23,24	23,24	23,24	25,24	25,24	29,24	240,15
12.	19,89	19,89	18,89	23,89	23,89	22,89	28,89	27,89	22,89	236,54
13.	17,52	19,52	19,52	21,52	21,52	20,52	23,52	23,52	27,52	220,81
14.*	17,69	21,69	17,69	24,69	21,69	19,69	26,69	20,69	29,69	226,99
15.	19,73	18,73	18,73	20,73	21,73	20,73	24,73	24,73	30,73	231,50
16.	22,60	20,60	19,60	23,60	21,60	21,60	26,60	28,60	28,60	243,75
17.	17,27	17,27	17,27	20,27	16,27	23,27	23,27	23,27	27,27	210,49
18.*	17,27	17,27	17,27	20,27	16,27	23,27	23,27	23,27	27,27	210,49
19.	24,62	22,62	23,62	25,62	23,62	24,62	27,62	26,62	28,62	272,06
20.	17,25	17,25	18,25	20,25	19,25	19,25	22,25	21,25	25,25	205,23
21.	20,05	19,05	20,05	23,05	21,05	24,05	27,05	27,05	28,05	233,67
22.*	20,05	18,05	22,05	22,05	22,05	22,05	24,05	31,05	28,05	233,67
Průměr	20,05	18,05	22,05	22,05	22,05	22,05	24,05	31,05	28,05	233,67
Směrodatná odchylka	3,16	2,45	2,59	2,75	3,11	2,67	3,36	3,96	3,51	28,08

*měření, která byla prováděna na probandech, kteří se již dříve jednou účastnili

**odhad klidového EV prováděný jako energetický ekvivalent spotřeby 5ml kyslíku/kg hmotnosti

Příloha č. 8 : Výsledky SWA, 1.úsek

EV SWA (kcal)	
	Total (kcal)
1.	271
2.*	240
3.	252
4.	233
5.	186
6.*	169
7.	250
8.	229
9.	239
10.	239
11.*	237
12.	227
13.	203
14.*	182
15.	233
16.	238
17.	174
18.*	198
19.	259
20.	212
21.	184
22.*	204
Průměr	220,86
Směrodatná odchylka	28,56

*měření, která byla prováděna na probandech, kteří se již dříve jednou účastnili

Příloha č. 9 : Výsledky nepřímé kalorimetrie, VO 2000, 2. úsek

VO2000 (kcal)				
rychlost→	4km/h	pauza	6km/h	Total
sklon→	0		5%	
1.	52,22		122,20	176,24
2.*	54,86		118,40	174,92
3.	66,89		148,91	227,02
4.	59,35		122,49	187,36
5.	45,69		102,51	155,37
6.*	52,33		111,91	157,40
7.	80,25		144,10	229,29
8.	87,95		119,35	214,83
9.	67,66		131,59	205,59
10.	70,46		137,45	203,01
11.*	71,21		130,95	204,31
12.	60,47		124,57	192,70
13.	68,26		121,41	197,83
14.*	55,90		118,30	183,94
15.	55,94		119,84	167,31
16.	65,85		131,73	200,15
17.	64,85		120,45	193,71
18.*	59,94		122,89	190,29
19.	85,98		161,90	258,27
20.	72,03		120,45	198,49
21.	64,46		104,65	179,64
22.*	49,68		98,66	151,12
Průměr	64,19		124,31	193,13
Směrodatná odchylka	11,13		14,75	24,96

*měření, která byla prováděna na probandech, kteří se již dříve jednou účastnili

Příloha č. 10 : Výsledky akcelerometru Omron HJ-720IT, 2. úsek

EV Omron net (kcal)				
rychlost→	4km/h	pauza	6km/h	Total
sklon→	0		5%	
1.	48		57	105
2.*	53		57	110
3.	55		60	115
4.	54		62	116
5.	34		39	73
6.*	34		40	74
7.	55		64	119
8.	49		54	103
9.	45		53	98
10.	60		66	126
11.*	60		68	128
12.	56		64	120
13.	53		61	114
14.*	54		63	117
15.	50		62	112
16.	55		62	117
17.	47		62	109
18.*	47		62	109
19.	55		72	127
20.	44		53	97
21.	56		73	129
22.*	55		71	126
Průměr	50,86		60,23	111,09
Směrodatná odchylka	6,99		8,70	14,88

Příloha č. 11 : Výsledky akcelerometru Omron HJ-720IT + odhad REE, 2. úsek

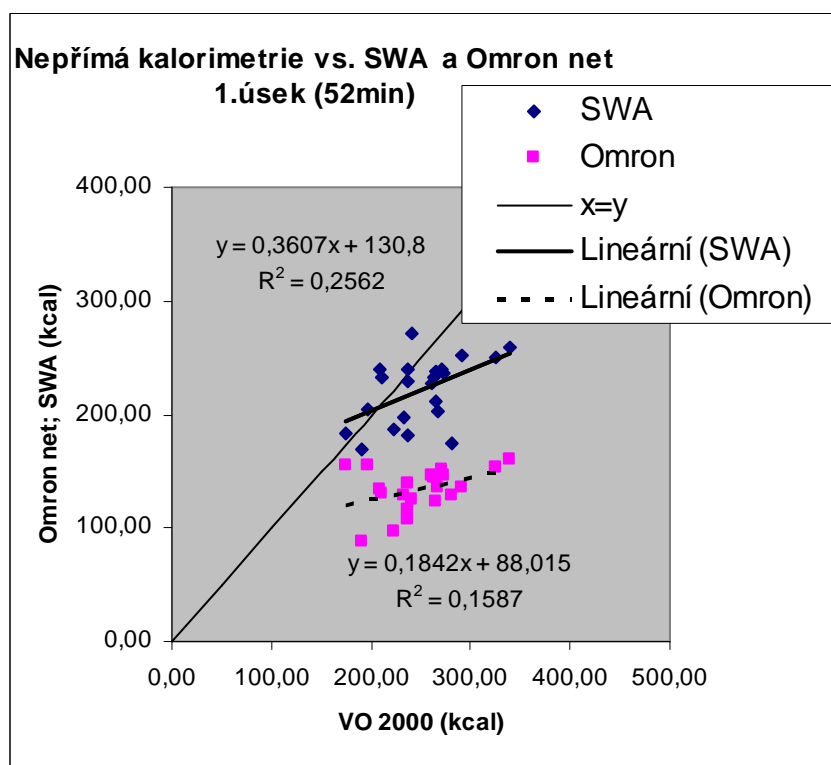
EV Omron (kcal) + REE				
rychlost→	4km/h	pauza	6km/h	Total
sklon→	0,00		0,05	
1.	71,36		80,36	156,39
2.*	76,36		80,36	161,39
3.	82,82		87,82	176,21
4.	78,65		86,65	170,23
5.	53,00		58,00	114,81
6.*	52,49		58,49	114,67
7.	83,97		92,97	182,73
8.	71,07		76,07	151,55
9.	69,65		77,65	152,23
10.	87,16		93,16	185,75
11.*	87,16		95,16	187,75
12.	81,83		89,83	176,83
13.	77,46		85,46	167,82
14.*	79,09		88,09	172,20
15.	75,24		87,24	167,53
16.	83,49		90,49	179,67
17.	70,51		85,51	160,71
18.*	70,51		85,51	160,71
19.	87,32		104,32	198,11
20.	67,43		76,43	148,55
21.	78,69		95,69	178,93
22.*	77,69		93,69	175,93
Průměr	75,59		84,95	165,49
Směrodatná odchylka	9,52		11,04	20,74

*měření, která byla prováděna na probandech, kteří se již dříve jednou účastnili

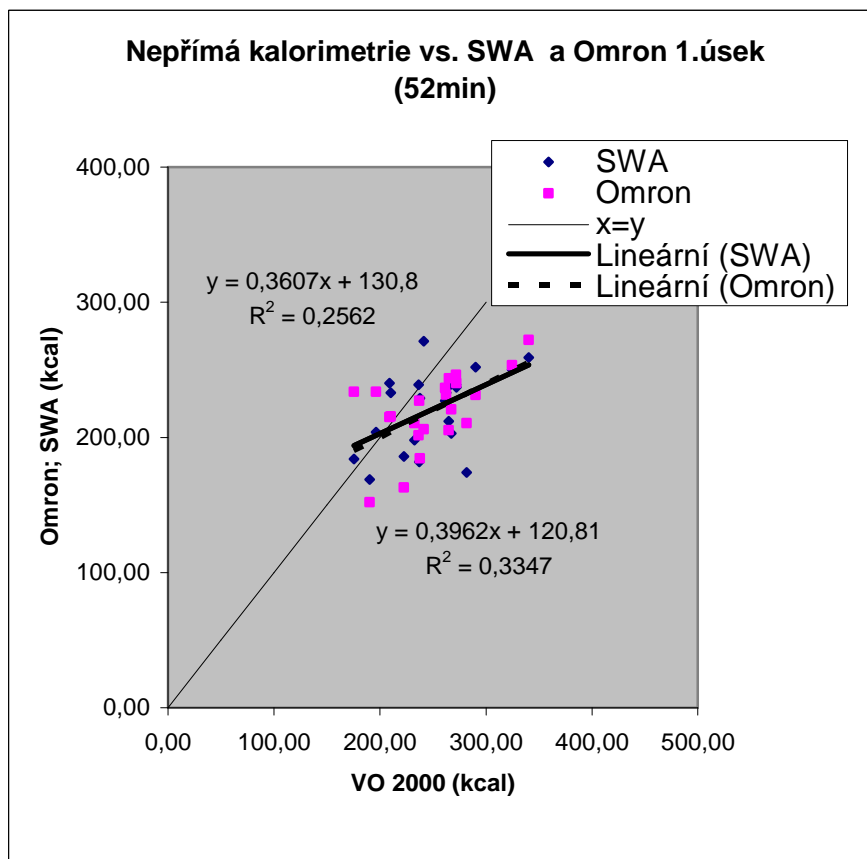
Příloha č. 12 : Výsledky SWA, 2. úsek

SWA (kcal)				
rychlost→	4km/h	pauza	6km/h	Total
sklon→	0		5%	
1.	77	13	96	186
2.*	80	8	100	187
3.	72	12	86	169
4.	66	7	93	167
5.	58	6	81	145
6.*	63	6	73	142
7.	74	9	106	190
8.	92	10	96	198
9.	81	6	106	193
10.	74	13	96	184
11.*	neměřil	neměřil	neměřil	neměřil
12.	77	11	95	183
13.	67	8	77	152
14.*	63	7	85	155
15.	71	7	96	175
16.	73	8	97	178
17.	68	5	71	143
18.*	64	6	72	142
19.	78	11	99	188
20.	69	7	83	159
21.	74	7	85	166
22.*	67	7	82	156
Průměr	68,55	7,91	85,23	161,73
Směrodatná odchylna	7,67	2,43	10,75	18,05

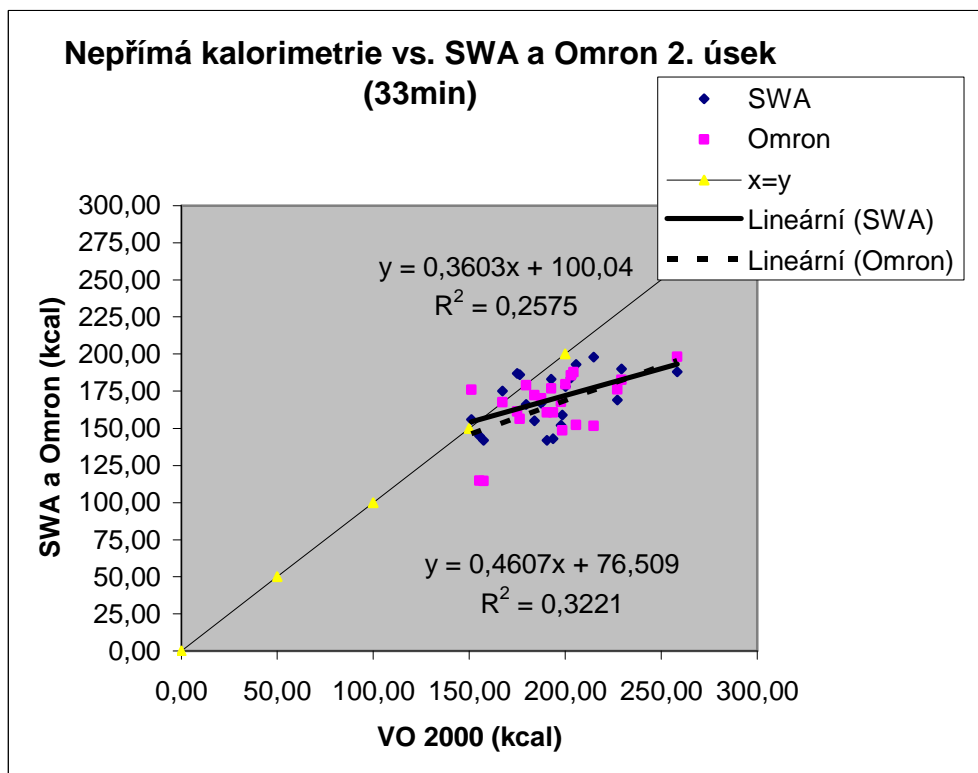
Příloha č. 13 : Korelace SWA a Omron HJ-720IT, 1. úsek



Příloha č. 14 : Korelace SWA a Omron HJ-720IT + REE, 1. úsek

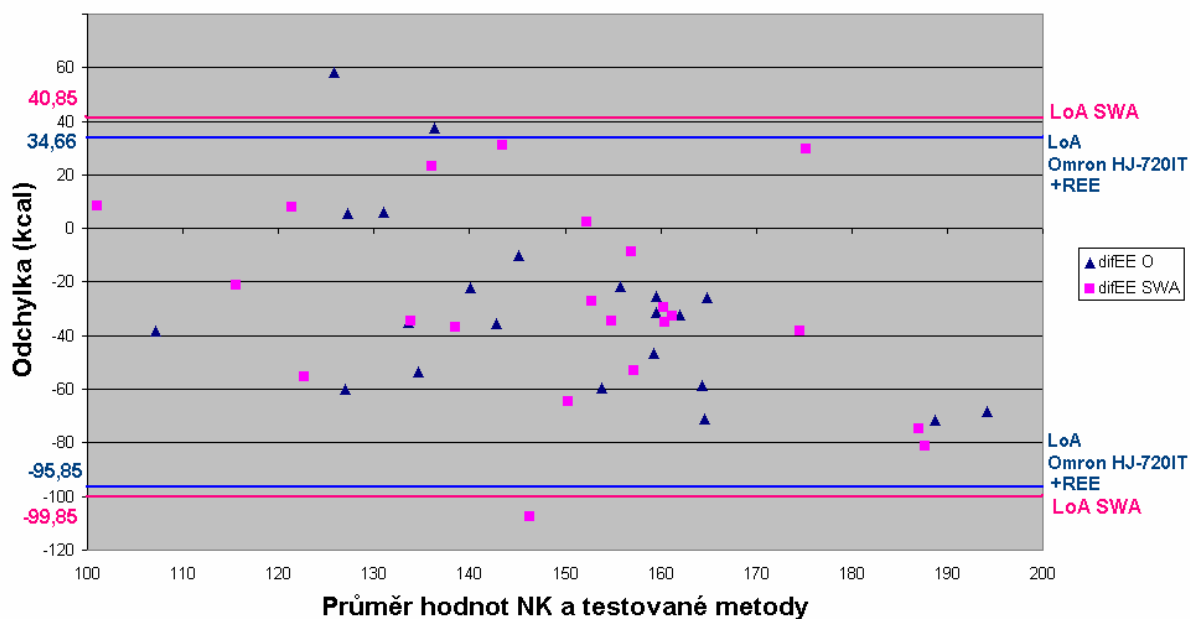


Příloha č. 15 : Korelace SWA a Omron HJ-720IT + REE, 2. úsek



Příloha č. 15 : Graf dle Blanda a Altmana , 1.úsek

Graf dle Blanda a Altmana 1.úsek (52 min)



Příloha č. 16 : Graf dle Blanda a Altmana , 2.úsek

