

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Validita a interinstrumentální reliabilita akcelerometru Actigraph,
model GT1M.**

**Validity and interaction reliability of accelerometr Actigraph,
model GT1M.**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Doc.PaedDr. Rudolf Psotta Ph.D.

Zpracoval:

Filip Souček

Praha 2008

Abstrakt

Název práce:

Validita a interinstrumentální reliabilita akcelerometru Actigraph, model GT1M.

Cíle práce:

Ověřit validitu a interinstrumentální reliabilitu nového typu akcelerometru Actigraph, model GT1M v krátkodobé pohybové činnosti.

Metoda:

Práce se zaměřením na zkoumání :

Validity Actigraphu GT1M: Pro odhad energetického výdeje – na základě analýzy vztahů sumy zrychlení (tzv. counts) na straně jedné a srdeční frekvence na straně druhé. Interinstrumentální spolehlivosti Actigraphu GT1M. Spolehlivost měření mezi 2 přístroji.

Testovaným souborem je 12 hráčů kopané ve věku 7 a 11 let.

Výsledky:

Platnost odhadu energetického výdeje kritériem srdeční frekvence. Pro toto kritérium byl zjištěn korelační koeficient $r = -0,751$ až $0,883$.

Interinstrumentální spolehlivost 2 přístrojů kritériem sumy zrychlení a kritériem sumy kroků. Korelační koeficient spolehlivosti sum zrychlení 2 přístrojů se pohyboval v rozmezí $0,984$ až $0,997$. Pro kritérium kroků byl zjištěn korelační koeficient $0,981$ až $0,997$.

Klíčová slova: Akcelerometr – suma zrychlení – kroky - validita – reliabilita – srdeční frekvence – terénní podmínky

Prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracoval samostatně a uvedl v ní veškeré zdroje, které jsem v práci použil.

V Praze 14.4.2008.....

datum



podpis

Dávám souhlas k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím o evidenci vypůjčovatelů a případné přesné citování převzatých údajů.

Jméno a příjmení

Adresa

Datum vypůjčení

Především bych chtěl poděkovat svému vedoucímu diplomové práce Doc.PaedDr. Rudolfu Psottovi Ph.D. za odborné vedení práce, za praktické rady a za možnost využít jeho zkušenosti v této problematice. Dále děkuji všem probandům, se kterými jsem spolupracoval a též trenérům kteří mi umožnili provést měření ve svých tréninkových jednotkách.

OBSAH

1. ÚVOD	6
2. TEORETICKÁ ČÁST	9
2.1 Mechanické detektory pohybu	9
2.2 Studie o pohybových senzorech	10
2.3 Uniaxiální akcelerometr ActiGraph GT1M	12
2.4 Průběh srdeční frekvence v pohybové aktivitě	15
2.5 Hodnocení energetického výdeje	17
2.6 Validita akcelerometru	18
3. CÍLE, ÚKOLY	20
3.1 Cíle práce	20
3.2 Úkoly práce	20
4. METODOLOGIE VÝZKUMU	21
4.1 Metoda ověřování platnosti akcelerometru	21
4.2 Metoda ověřování spolehlivosti akcelerometru	22
4.3 Charakteristika souboru	22
4.4 Pilotní měření	23
4.5 Charakteristika akcelerometru Actigraph GT1M	23
4.5.1 Nošení akcelerometru	24
4.5.2 Ukládání dat	25
4.5.3 Perioda sbírání dat	25
4.5.4 Zpracování dat	25
4.6 Charakteristika kardiometru Polar 810i	28

4.7	Statistické metody	29
5.	VÝSLEDKY	30
5.1	Korelace sumy zrychlení a SF v jednotlivých cvičeních - I. skupina ..	31
5.1.1	Korelace sumy zrychlení a SF Proband 1	31
5.1.2	Korelace sumy zrychlení a SF Proband 2	32
5.1.3	Korelace sumy zrychlení a SF Proband 3	33
5.1.4	Korelace sumy zrychlení a SF Proband 4	34
5.1.5	Korelace sumy zrychlení a SF za tréninkovou jednotku	35
5.2	Korelace sumy zrychlení a SF v jednotlivých cvičeních - II. Skupina ..	36
5.2.1	Korelace sumy zrychlení a SF Proband 1	36
5.2.2	Korelace sumy zrychlení a SF Proband 2	37
5.2.3	Korelace sumy zrychlení a SF Proband 3	38
5.2.4	Korelace sumy zrychlení a SF Proband 4	39
5.2.5	Korelace sumy zrychlení a SF za tréninkovou jednotku	40
5.3	Interinstrumentální spolehlivost měření sum zrychlení (2 přístroje) ...	41
5.4	Interinstrumentální spolehlivost měření kroků (2 přístroje)	42
6.	DISKUZE	43
7.	ZÁVĚR.....	48
	POUŽITÁ LITERATURA	50
	PŘÍLOHY	52
	PŘEHLED TABULEK	53

1. ÚVOD

Pohybová aktivita je komplexním, multidimenzionálním chováním člověka. Zahrnuje také činnost kosterního svalstva, která je podložena energetickým výdejem (Caspersen et al., 1985, Sallis, Owen, 1999). Za sledováním pohybové aktivity člověka nacházíme velice složitý a těžce ucelitelný komplex pohybů člověka. Za pohybovou aktivitu můžeme považovat veškeré pohybové chování člověka, to jak psaní na pc, chůzi po ulici tak i aktivní vykonávání sportovní činnosti. Nemůžeme přesně specifikovat co rozumíme pohybovou aktivitou a co už pohybovou aktivitu nepřestavuje.

V tomto problému můžeme využít základních ukazatelů pohybové aktivity, ke kterým patří doba trvání pohybové činnosti, druh pohybové činnosti, její intenzita a frekvence. Hodnocení pohybové aktivity se především opírá o stanovení relativního energetického výdeje a velikost zatížení. V této práci budu využívat akcelerometr Actigraph GT1M který právě k tomuto účelu slouží. Není to ale jen energetický výdej, který můžeme pomocí Actigraphu sledovat. Máme zde i další možnosti využití, jako například pedometr atd...Akcelerometr je moderní přístroj s mnoha funkcemi, nám ale půjde především ověřit jeho limity platnosti a spolehlivosti.

2. TEORETICKÁ ČÁST

K tématu pohybové aktivity můžeme nalézt celou řadu studií a odborných článků. Nejnovější články jsou vydávány v zahraničí a publikovány na internetu a v odborných časopisech. Co se týče přímo přístroje Actigraph GT1M a hodnocení pohybové aktivity jeho pomocí tak informací týkající se přímo tohoto problému není mnoho, přisuzují to tomu, že se jedná o poměrně nový výrobek, který není zatím ve větší míře využíván.

2.1 Mechanické detektory pohybu

Pohybové senzory jsou mechanické a elektronické přístroje, které měří data o pohybu. Jsou připevněné k trupu nebo končetině těla měřeného. Principem je měření zrychlení pohybu těla nebo toho segmentu těla, na kterém jsou umístěny. Existuje několik různých typů pohybových senzorů, od jednoduchých pedometrů až po triaxiální akcelerometry (Freedson & Miller 2000). V epidemiologickém výzkumu se pro odhad velikosti a intenzity pohybové aktivity v kratší i delší časové periodě vyvíjejí a používají různé typy přenosných detektorů pohybu. Jak ukazuje přehledová studie Sigmunda et al. (2001), detektory pohybu jsou validním ukazatelem energetického výdeje spíše při déle trvajících aktivitách – jednodenních až vícedenních, a to v základních typech lokomoce jako je chůze a běh v nižších intenzitách a při nižší oscilaci intenzity lokomoce. Pokud se pomocí akcelerometrů měří běžná lokomoční aktivita jako chůze a běh, je validita hodnocení energetického výdeje poměrně uspokojivá – v rozmezí $r=0,60-0,90$ (Hendelman et al., 2000, Dishman et al., 2001).

Mezi zatížením měřeným akcelerometrem Tritrac-R3D a zatížením vyjádřeným srdeční frekvencí, zjistil Coleman et al. (1997) koeficient validity $r = 0.71$.

Na základě obdobných měření, ale mezi přístroji Tritrac a Caltrac, uvádí Welk a Corbin (1995) korelační koeficient $r = 0.88$ a mezi přístroji Tritrac a PAL uvádí Matthews a Freedson (1995) korelační koeficient $r = 0.82$.

Akcelerometry využívají elektromechanický převodník, který zaznamenává zrychlení těla v jedné, ve dvou nebo ve třech rovinách (uniaxiální, biaxiální, resp. triaxiální akcelerometry). Detekovaná zrychlení jsou mikroprocesorem převáděna na kvantifikovatelné digitální signály, které jsou proporcionální k vyvinuté síle. Vložením údaje o tělesné hmotnosti jedince se na základě převodních vztahů vyhodnocují údaje o energetickém výdeji. Odhad energetického výdeje přitom vychází z lineárních vztahů mezi zrychlením, silou, mechanickým výkonem a prací. Nespornou výhodou detektorů pohybu je jejich relativně snadná obluha a cenová dostupnost (Psotta 2007).

2.2 Studie o pohybových senzorech

V této části práce se budeme zabývat studii, které nějakým způsobem souvisí s naším šetřením. Zaměřuji se na studie, které se týkají mého šetření, ovšem akcelerometry jsou od jiných výrobců a jsou staršího data výroby. Samotná struktura a postup studií je velmi platným návodem, jak postupovat v mé práci. Samozřejmě Actigraph GT1M není absolutně odlišný od ostatních pohybových senzorů, tudíž je nezbytné znát závěry, a také výsledky ze studií o ostatních akcelerometrech pro případné pozdější porovnání výsledků naší práce s předchozími studii.

Poole a kol. (2004) se zabýval šetřením určitých fyzických nároků, které jsou kladeny na rozhodčí NFL (National Football League – Národní liga amerického fotbalu) během zápasu. Šetření se zabývalo skupinou 7 rozhodčích o průměrném věku 51 let, měření proběhla ve 4 přípravných zápasech. K měření byl použit sporttester (Polar CIC, Port Washington, New York) k měření tepové frekvence a akcelerometr CSA (7164 Model, Shalimar, Florida) k odhadu intenzity zatížení, energetického výdeje a celkové překonané vzdálenosti. Ze všech měření ($n = 28$) určil průměrnou tepovou frekvenci (121 t/min), průměrný energetický výdej (711kcal), průměrnou překonanou vzdálenost (5.9 km) a průměrnou intenzitu zatížení (37% ve střední intenzitě zatížení a 63% v lehké intenzitě zatížení).

Překonaná vzdálenost byla různá podle pozice rozhodčího při utkání. Zadní rozhodčí překonal v průměru vzdálenost 7.3 km za zápas, kdežto hlavní čárový 4.6 km za zápas. Energetický výdej byl také různý podle pozice rozhodčího při utkání. Hlavní rozhodčí spálil 956 kcal za zápas, kdežto čárový rozhodčí spálil 537 kcal. Na základě této studie byly určeny výkonnostní požadavky na rozhodčí v americkém fotbale.

Nichols a kol. (2000) ve své studii porovnává platnost akcelerometru CSA (7164 Model, Shalimar, Florida) v laboratoři a terénu. Platnost je ověřována na 60 dospělých (30 mužů a 30 žen) v laboratoři na chodícím koberci (Quinton Instruments, Seattle, Washington), kde kritériem měření je spotřeba kyslíku (SensorMedics Vmax29, Anaheim, Kalifornie). Probandi byli měřeni v rychlostech 3.2, 6.4 a 9.7 km/h s 0% sklonem a 6.4 km/h s 5% sklonem. Rychlosti byly vybrány tak, aby odpovídaly úrovním v Met: lehká (2-3.9), střední (4-6.9) a těžká (nad 7). Každou rychlost absolvovali probandi po dobu 5 minut a interval odpočinku byl 1 minuta. Na měření v terénu bylo vybráno 30 probandů z 60 probandů z laboratoře, skupina se skládala z 15 mužů a 15 žen. Měření proběhlo na tartanovém atletickém ovále 400m, byl využit sporttester (Polar CIC, Port Washington, New York). Určit přesnou rychlost probandům, nebylo možné, proto pokyn byl, aby šli procházkovým tempem, šli hbitě, poklusem, který jim vyhovuje. Doba zatížení a interval odpočinku byl stejný jako při měření v laboratoři. Rychlost byla zjištěna z ušlé vzdálenosti za druhou, třetí a čtvrtou minutu. Výsledky z laboratorního měření byly následující. Vztah mezi naměřenými counts a VO_2 byl velice lineární, korelace 0.89, $SEE=3.72 \text{ ml} \times \text{kg}^{-1} \times \text{min}^{-1}$), stejně tak vztah mezi naměřenými counts a rychlostí v terénu, korelace 0.89, $SEE=0.89 \text{ mil} \times \text{h}^{-1}$). Ovšem, značný rozdíl ve výsledcích byl zřejmý z naměřených counts v laboratoři a v terénu v intenzitě lehké a těžké. Autor se domnívá, že nastavení vycházející z měření v laboratoři není vhodné pro měření v terénu.

Le Masurier a kol. (2003) porovnává pedometr s akcelerometrem. Vybral si dva konkurenční modely. A to, CSA (7164 Model, Shalimar, Florida) a Yamax Digiwalker 500 (Yamax, Tokyo, Japan). Přístroje podrobil dvěma testům. První byla chůze na běhacím koberci v rychlostech 54, 67, 80, 94 a 107 m x min⁻¹, kriteriem měření bylo vizuální počítání kroků. Doba zatížení při jedné rychlosti byla 5 minut. Druhý test byla jízda automobilem po dlážděné silnici, cesta byla dlouhá 32,6 km. V prvním testu pedometr zaznamenal v rychlosti 54 m x min⁻¹ méně kroků než akcelerometr. V procentuálním vyjádření to bylo 75.4% naměřených kroků pedometru oproti 98.9% akcelerometru. V další rychlostech nebyl zaznamenán rozdíl mezi počty kroků testovaných přístrojů. Při druhém testu, jízdě autem, akcelerometr zaznamenal 17-krát vyšší záznam neexistujících kroků. Bylo to 250 kroků akcelerometru oproti 15 krokům pedometru. Výsledek testu ukazuje určité limity výše zmíněných přístrojů.

2.3 Uniaxiální akcelerometr ActiGraph GT1M

Princip funkce akcelerometru je následující. Pohyb má za následek zrychlení, které působí na konzolový nosník, vytvoření ohybového momentu tak má za následek napětí na piezokeramickém konzolovém nosníku. Senzor akcelerometru, který produkuje náboj je pod napětím. Signál je filtrován a digitalizován 8-bitovým A/D konvertorem v poměru 10 údajů za sekundu. Každý signál je sečtený a uložený za určitý časový interval, pro další časový interval je počítadlo vynulováno (Tyron a Williams 1996).

Uniaxiální akcelerometr měří akceleraci (zrychlení) v jednom směru, obvykle ve směru vertikálním. Zrychlení je charakteristika pohybu, která nám sděluje, jakým způsobem se mění rychlost tělesa (hmotného bodu) v čase. Zrychlení je vektorová fyzikální veličina, která udává jak velikost změny, tak i její směr. Pokud není uvedeno jinak, označuje zrychlení časovou změnu rychlosti mechanického pohybu. Zrychlení je definováno jako změna rychlosti v čase (m.s⁻²).

První výstupová data, která dostaneme z měření akcelerometry jsou, mimo případných kroků, tzv. counts. Proto považujeme za důležité definování tohoto pojmu. Pouhý překlad tohoto anglického slova nestačí. Pohybové „counts“ reprezentují množství změřeného pohybu během času. „Counts“ v daném cyklu budou lineárně souvislé na intenzitě fyzické aktivity měřeného během cyklického období. 1 Count je stejný jako 16 mili G za sekundu. Pohybové „counts“ je jednoduchý součet zrychlení změřených za cyklické období.

Freedson a kol. (1998) se zabýval vymezením určitých hladin „counts“ pro určité intenzity zatížení. Ve studii byl použit Uniaxiální akcelerometr CSA (Computer Science and Applications, Florida). Cílem bylo určit takové hladiny pro intenzity zatížení (lehká, střední, těžká a velmi těžká), které by odpovídaly již známým hladinám intenzity zatížení v „Mets“. Jednotky „MET“ se používají k odhadnutí množství kyslíku spotřebovaného tělem během fyzické aktivity.

U dospělé osoby je spotřeba kyslíku 3.5 ml kyslíku na jeden kilogram tělesné hmotnosti za jednu minutu ($3.5 \text{ ml O}_2 \times \text{kg}^{-1} \times \text{min}^{-1}$), což je přibližně jedna kilokalorie na jeden kilogram tělesné hmotnosti za jednu hodinu (Ainsworth et al., 2000). V této studii vznikla data podle kterých může být aktivita rozdělena do hladin intenzit zatížení při použití akcelerometru.

Tabulka č. 1. – Hladiny intenzit zatížení v counts/min

Lehká aktivita	Méně než 1952 counts/min
Střední aktivita	1953 až 5724 counts/min
Těžká aktivita	5725 až 9498 counts/min
Velmi těžká aktivita	Více než 9498 counts/min

Akcelerometr může být připevněn na trupu nebo na končetině těla měřeného. U jednosměrných akcelerometrů jako je Actigraph, které jsou schopny zaznamenat zrychlení pouze ve vertikální rovině, může být validita měření při větších rychlostech běžecké lokomoce nižší ve smyslu podhodnocení energetického výdeje (Brage et al., 2003). Na druhou stranu předpokádanou předností akcelerometru Actigraph je jeho citlivost na změnu rychlosti pohybu těla díky zabudovanému piezoelektrickému krystalu (Psotta a kol., 2007).

Princip využití akcelerometrů k odhadu pohybové aktivity vychází ze vztahu, že akcelerace je přímo úměrná svalové práci, proto také souvisí s energetickým výdejem (Montoye et al., 1996).

V současné době se akcelerometry stávají jedinečnými a užitečnými přístroji pro měření tělesné aktivity. Přístroj je malý, neobtrusivní, s velkou pamětí, schopný monitorovat a uchovat dočasné údaje o aktivitě v relativně krátkých časových intervalech po dobu dnů až týdnů. Navíc akcelerometr měří jak intenzitu, tak pohyb jako takový. Nicméně, ne všechny aktivity se projevují jako zrychlení nebo brždění (Montoye et al., 1996).

Akcelerometr má rozměry 3.8 x 3.7 x 1.8 cm a hmotnost 27g. Skládá se z 16-bitového mikrořadiče s 12-bitovým čipem ADC, 1 Megabyte Flash paměti, polovodiče, regulátoru napětí, dobíjecí jednotky baterie, dobíjitelné 4.0V baterie a USB 2.0 rozhraní.

Akcelerometr se nastavuje a data stahují využitím rozhraní sériového portu PC. Nastavení Actigraphu spočívá v určení startovního času měření a intervalu záznamu dat. Stáhnutím dat do paměti PC je umožněna analýza dosažených dat skrze specializované programy (Freedson a Miller 2000).

Actigraph GT1M pracuje na shodném principu jako ostatní pohybové senzory a proto je vhodné prozkoumat předchozí studie zabývající se touto problematikou. Tyto studie mohou pomoci jako návod pro tuto práci a mohou posloužit k porovnání dosažených výsledků s naší studií.

2.4 Průběh srdeční frekvence v pohybové aktivitě

Za normální srdeční frekvenci (SF) je obecně ovažován sinusový srdeční rytmus 60 – 100 / min, některé učebnice uvádějí rozmezí 60 – 90 / min, obvyklá klidová SF u zdravých lidí je mezi 70 – 80 /min. Neexistují však žádné objektivní údaje, které by stanovovaly normální rozmezí klidové SF nebo dokonce optimální SF. V obecné rovině je normální SF taková, která zajišťuje odpovídající klidový srdeční výdej a adekvátně odpovídá na srdeční a mimosrdeční vlivy.

Srdeční frekvence je modulována celou řadou faktorů včetně fyzické zátěže, psychogenních a emočních vlivů, teploty, respirace, napětí sympatického a parasympatického nervového systému a jejich vzájemné rovnováhy, aktivity baroreceptorů, hormonů štítné žlázy a mnoha dalších.

Frekvence srdeční činnosti je dána rytmicitou vzruchů vyjádřených sinoatriálním uzlem a je pod vlivem sympatiku a parasympatiku. Srdeční frekvence je tímto způsobem jemně regulována s ohledem na potřeby organismu. Srdeční frekvence se mění nejvíce a nejnápadněji při tělesné práci, ale i při různých vlivech jako jsou duševní procesy (zlost, strach, leknutí), změny ve startovním stavu, při představě práce a pod.

Velikost srdeční frekvence je do jisté míry nepřímo úměrná tělesné váze. Srdeční frekvence měřená v kratším časovém intervalu vykazuje kolísání, a to někdy velmi značná. Vyvolávají je podněty z okolního světa (hluk, mluvení) motorický neklid vyšetřovaného, představy a nejčastěji dýchání (respirační arytmie). Srdeční frekvenci proto měříme raději v kratších časových intervalech, ve sportu za 15, za 10 nebo za 5 sekund.

Srdeční frekvenci je nejvhodnější měřit přímo na srdci. Sledování srdeční frekvence na periferních tepnách se může stát zdrojem chyb vzhledem ke změněnému tvaru tepové křivky (rychlejší tep a nižší vlna).

Fáze změn tepové frekvence při zatížení

Při tělesné práci se tepová frekvence zvyšuje ve třech fázích.

1. *Fáze úvodní.* Tepová frekvence se zvyšuje již před výkonem a toto předstartovní zvýšení má připravit organismus na očekávanou práci. Zvýšení tepové frekvence je vyvoláno podmíněnými reflexy na očekávanou práci. Je tím vyšší, čím se podmínky nastávajícího výkonu více blíží přirozeným závodním podmínkám; na vzestupu tepové frekvence v této fázi se podílí druhá signální soustava a zrakové a sluchové vjemy.
2. *Fáze průvodní.* Tepová frekvence při tělesné práci stoupá z počátku prudce, pak volněji. Často v 15. až 30. Sekundě výkonu jeví přechodně zpomalený vzestup („kolísnutí“). Mechanismus počáteční akcelerace je nervový : vzruchy vycházející z mozkové kůry iradiují na vegetativní srdeční centra, dojde k ochabnutí vagového tonu, a tím k převaze akcelerujícího vlivu sympatického centra. V dalším období se tepová frekvence udržuje zhruba na výšce úměrné zatížení. Na udržení tepové frekvence v tomto období se podílejí vedle nervových podmíněně a nepodmíněně reflexních vlivů, vycházejících ze svalů a z cévních receptorů, také vlivy látkové (adrenalin), zvýšená tělesná teplota, změny v krvi (v obsahu kyslíku a kysličníku uhličitého, zvýšení koncentrace metabolitů aj.). Ochabnutí vagového tonu dovede zvýšit tepovou frekvenci asi na 130 tepů za minutu, při vyšších frekvencích se uplatní navíc zvýšení tonus sympatiku. Pracovní tachykardií se organismus vyrovná s potřebou zvýšit dodávku živin, odstranit metabolity a dodat více kyslíku do pracujících tkání zvětšením minutového objemu srdečního. Respirační arytmie zpravidla při zatížení mizí.
3. *Fáze následná.* Tepová frekvence se po výkonu vrací k výchozím hodnotám zprvu rychleji, pak zvolna, závisle na intenzitě metabolických dějů ve tkáních a na velikosti předcházejícího zatížení.
U lidí s nízkou tepovou frekvencí v klidu (vago-tonici) stoupá tepová frekvence při výkonu relativně vysoko (vyjádřeno v procentech zvýšení

klidové frekvence), ale po výkonu se velmi rychle vrací k výchozí hodnotě, často s kolísnutím pod výchozí klidovou hodnotu tepové frekvence. U cvičenců s vysokou klidovou tepovou frekvencí (sympatikotonicí) je tomu právě naopak. Při statické práci se tepová frekvence často zvyšuje, a jakmile zatížení ustane, vrací se k výchozím hodnotám dvoufázově s (kolísnutím). Je to proto, že vlivem bezdeší a zvyšování nitrohruďního tlaku tlaku se dočasně zmenšuje tepový objem, což vyvolává regulační zásahy ve frekvenci srdeční (Seliger 1972).

2.5 Hodnocení energetického výdeje

Pro hodnocení, resp. odhad energetického výdeje při pohybové činnosti se používají fyziologické ukazatele tělesného zatížení, nejčastěji spotřeba kyslíku (VO_2) a srdeční frekvence. Měření spotřeby kyslíku v terénních podmínkách se jeví jako velice složité. Měření srdeční frekvence se jeví mnohem výhodněji a je i snadněji proveditelné. Tato metoda poskytuje odhady energetického výdeje s určitou chybou (Dishman et al., 2001).

Jiný přístup k hodnocení energetického výdeje spočívá v detekci změn rychlosti pohybu těla přenosnými elektronickými detektory pohybu – akcelerometry. Jejich výhodou je jednoduchá obsluha, nízká pořizovací hodnota, rozměry nenarušující přirozený průběh pohybové činnosti. Navíc měření není zkresleno emočními reakcemi, psychickým stresem a cirkadiálními cykly, jak je tomu při měření srdeční frekvence (Psotta a kol., 2007).

Konverze srdeční frekvence (SF) na hodnoty energetického výdeje vychází z lineárního vztahu mezi SF – VO_2 , který se zjišťuje v laboratorním stupňovaném testu, a z následného převodu odhadnuté VO_2 na energetický výdej ($\text{kJ}\cdot\text{min}^{-1}$, $\text{kJ}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) nebo na jednotky METs. Jednotky METs jsou poměrem energetického výdeje v pohybové aktivitě a tělesném klidu.

Tyto ukazatele vyjadřují absolutní intenzitu pohybového zatížení bez ohledu na úroveň tělesné výkonnosti jedince. Metodologické omezení této metody hodnocení energetického výdeje je dáno skutečností, že srdeční frekvence je validním ukazatelem energetického výdeje v déletrvajících činnostech mírné až střední intenzity, které se spojují s oxidativním energetickým metabolismem. Srdeční frekvence v činnostech vyšší intenzity, v kterých se vedle oxidativního metabolismu uplatňuje neoxidativní způsob produkce energie, neodráží zcela validně jak celkový energetický výdej, tak energetický výdej odvozený od oxidativního metabolismu.

Odhady energetického výdeje ze srdeční frekvence jsou zatíženy chybou v závislosti na typu pohybové činnosti. Podle Dishmana et al. (2001) se tato chyba pohybuje v rozmezí 5-25% (Psotta 2003).

2.6 Validita akcelerometru

Chůze a běh je dominantním typem pohybové aktivity člověka jak v habituálních, tak ve sportovních činnostech. Validita různých typů akcelerometrů pro hodnocení energetického výdeje bipedální lokomocí – chůzí a běhu, která se zjišťovala vztahem mezi údaji o zrychlení měření akcelerometrem a spotřebou kyslíku, se pohybuje od $r=0,65$ do $r=0,97$ (Garcia et al., 2004, Hendelman et al., 2000, Nichols et al., 1999). Tato validita v základních typech lokomoce jako je chůze a běh je výrazně vyšší ve srovnání s biomechanicky složitějšími a rozmanitějšími pohybovými aktivitami, jako jsou např. pohybové hry dětí (Salis et al., 1992, Welk et al., 2004, Hendelman et al., 2000, Mukeshi et al., 1990).

Akcelerometry se ukazují být validnější metodou měření energetického výdeje za jeden až několika dní. Jejich validita se výrazně snižuje při monitorování pohybové aktivity v kratších časových intervalech, u lokomočních aktivit vyšších intenzit, při změně biomechanické povahy monitorované pohybové aktivity (Coleman, Epstein, 1998, Miller et al., 1994). Díky tomu je užití detektoru pohybu pro hodnocení zatížení v herních pohybových aktivitách a specificky sportovních hrách z hlediska validního a spolehlivého měření problematické. (Psotta 2003). Obecně se udává přesnost hodnocení energetického výdeje v herních pohybových aktivitách v rozmezí 5-25% (Sigmund et al., 2001)

Současně se akcelerometry ukazují méně validní metodou měření energetického výdeje pohybu ve vyšších rychlostech (Bray et al., 1992, Nichols et al., 2001). Při zvýšení rychlosti se zvyrazňuje pohyb horních končetin, zvyšuje tvorba a výdej tepla, zvyšují se nároky na koordinaci pohybujících se segmentů. Akcelerometry nejsou schopny tyto faktory, které podmiňují energetický výdej zachytit (Sigmund et al., 2001). Z toho vychází možné podhodnocení energetického výdeje u složitějších pohybových aktivit. Na druhou stranu předpokádanou předností akcelerometru Actigraph je jeho citlivost na změnu rychlosti pohybu těla díky zabudovanému piezoelektrickému krystalu (Psotta a kol., 2007). Díky tomu je Actigraph schopen reagovat i na jemné pohyby.

Některé studie zjistily, že s rostoucí rychlostí chůze a běhu také vzrůstají rozdíly mezi energetickým výdejem měřeným akcelerometry a nepřímou kalorimetrií – VO_2 a SF (Nichols et al., 1999, Fehling et al., 1999, Freedson et al., 1998, Radvanský et al., 1997, Melanson, Freedson, 1995).

3. CÍLE, ÚKOLY

3.1 Cíle práce

Cílem výzkumu je ověření validity a interinstrumentální reliability mechanického monitoru pohybu – uniaxiálního akcelerometru Actigraph GT1M.

3.2 Úkoly práce

K dosažení daného cíle jsme stanovili tyto úkoly:

- ▶ Rešerše literatury
- ▶ Ověřování práce s aktigrafem
- ▶ Příprava a realizace výzkumu
- ▶ Zpracování výsledků a jejich věcná interpretace
- ▶ Porovnání výsledků s předchozími studiemi
- ▶ Stanovení závěrů

4. METODOLOGIE VÝZKUMU

4.1 Metoda ověřování platnosti akcelerometru

Předmětem výzkumu bylo ověřování platnosti energetického výdeje na základě analýzy vztahu sumy zrychlení (counts) na straně jedné a tepové frekvence na straně druhé.

V průběhu tréninkových jednotek byla měřena pohybová aktivita (zrychlení těžiště těla a počet kroků akcelerometrem Actigraph a současně srdeční frekvence kardiometrem Polar S 810i. U obou přístrojů byla nastavena doba záznamu 15 sec. Actigraph byl umístěn přímo na tělo pod oblečení testovaného na spina iliaca anterior superior. Akcelerometr jsem na testovaného umisťoval vždy osobně. Typ pohybové činnosti prováděný v tréninkové jednotce byl monitorován pomocí videozáznamu, jehož pomocí identifikujeme jak celý obsah tréninku tak i jednotlivá cvičení. Stručný popis prováděné činnosti je pro orientaci uveden v tabulkách. Kompletní prováděná tréninková činnost je zaznamenána na přiloženém dvd.

Měření probíhala na venkovním hřišti v průběhu září 2007. Probandi byli před samotným měřením obeznámeni s funkcí a použitím akcelerometru a důvodem měření.

Měření probíhalo u 2 skupin probandů.

- I. skupina: Probandi ročník narození 2001 trénující 3x týdně.
- II. skupina: Probandi ročník narození 1997 trénující 4x týdně.

4.2 Metoda ověřování spolehlivosti akcelerometru

Úkolem bylo zjistit interinstrumentální spolehlivost akcelerometru Actigraph GT1M.

V dalších tréninkových jednotkách byla měřena interinstrumentální spolehlivost mezi 2 přístroji umístěnými na jednom probandovi. Akcelerometry byly nastaveny na stejný startovní čas, s periodou záznamu dat 30 vteřin. Data byla zaznamenávána v průběhu celého tréninku bez přerušení. Měření probíhalo u hráčů ročník narození 2001. Náplní tréninkových jednotek ve kterých probíhalo měření byl ve třech případech herní trénink a v jednom případě rozcvičení a atletická průprava. Měření probíhala na venkovním hřišti v průběhu srpna 2007. Probandi byli před samotným měřením obeznámeni s funkcí a použitím akcelerometru a důvodem měření.

Akcelerometry byly nastaveny na stejný startovní čas, s periodou záznamu dat 30 vteřin a byly umístěny přímo na tělo pod oblečení testovaného na spina iliaca anterior superior, částečně vedle sebe, aby se co nejvíce eliminovaly možné odchylky, ke kterým by mohlo docházet při rozdílném umístění přístrojů. Akcelerometr jsem na testovaného umisťoval vždy osobně. Celkem bylo měření provedeno ve 4 tréninkových jednotkách na 4 různých probandech. Interinstrumentální spolehlivost byla měřena jak pro odhad sumy zrychlení (counts) tak pro funkci pedometru v počtu kroků.

4.3 Charakteristika souboru

V této práci jsem spolupracoval s fotbalovým klubem Bohemians 1905. Konkrétně s hráči mini přípravky, ročník narození 2001, a s hráči starší přípravky ročník narození 1997. Celkem jsem spolupracoval s 12 různými probandy. Probandi u kterých bylo prováděno měření mají pravidelnou tréninkovou zátěž a to 3x – 4x týdně plus utkání.

4.4 Pilotní měření

Výzkum byl prováděn ve venkovním prostředí, na fotbalových hřištích Bohemians 1905. Před vlastním měřením byla uskutečněna 4 pilotní měření, která sloužila k seznámení se s přístroji a získání zkušeností s měřením. Dále tato měření sloužila ke sledování reakcí hráčů na přístroje a k vytipování jedinců vhodných ke spolupráci na výzkumu. V pilotních měřeních jsme vyzkoušeli rozdílná nastavení záznamů dat u obou přístrojů a na základě těchto měření jsme vyhodnotili nejvhodnější periodu pro sběr dat v našem výzkumu.

4.5 Charakteristika akcelerometru Actigraph GT1M

Actigraph GT1M (Actigraph, LLC, Florida, USA), je uniaxiálním akcelerometrem, to znamená, že je schopen sbírat data o pohybu v jednom směru, a to vertikálním.

Výrobce je:

Actigraph, LLC

709 Anchors St., N. W.

Fort Walton Beach, FL 32548

E-mail: customerservice@theactigraph.com

Akcelerometr je plně kompatibilní s pc s nároky na :

Operační systém: Windows 98 SE/ 2000 Professional s SP4/ XP Home nebo Professional Ed.

Programy: Microsoft Office s programem Excel 2000/XP v angličtině UK nebo US k analýze dat, Adobe Reader k přečtení manuálu

Sít': Internet

Grafika: Min. 256 barev

Rozlišení: 800x600, 1024x768

Připojení:Sériový port nebo USB připojení

Procesor: 300 MHz

Paměť: 32 MB

Pevný disk: 32 MB

4.5.1 Nošení akcelerometru

Akcelerometr může být nošen na zápěstí, kotníku nebo u pasu. Akcelerometr sbírá a zaznamenává pohyby těla. Funkce akcelometru je podmíněna pohybem těla. Proto musí být přístroj pevně připevněný, aby byly zaznamenávány pouze pohyby těla a ne pohyby přístroje. Přístroj může být připevněný kdekoliv na těle pro přesný kalorický výdej, ale nejběžnějším místem nošení akcelerometru je u pasu na boku.

4.5.2 Ukládání dat v akcelerometru

Akcelerometr je opatřen 1 MB pevné přenosné paměti k ukládání dat.

Následující rovnice umožňuje určit počet minut, hodin a dnů sbírání dat akcelerometru, záleží na zvolené periodě.

$$\text{Minuty} = (512000 \times \text{perioda v sekundách}) / 60$$

$$\text{Hodiny} = (512000 \times \text{perioda v sekundách}) / 3600$$

$$\text{Dny} = (512000 \times \text{perioda v sekundách}) / 86400$$

4.5.3 Perioda sbírání dat

Výsledky jsou jednoduše posuzovány součtem zrychlování během doby trvání. Aktigraf posuzuje změny v zrychlení 30-krát za každou sekundu. Jsou-li použity jednominutové intervaly sběru dat, tak bude sečteno 1800 posouzení a tato hodnota je zapsána do paměti na konci určené doby trvání. Výsledky pohybu znázorňují posouzení pohybu během určitého času. Periodou sběru dat je myšleno rozlišení nahraných dat. Čím bude kratší doba, tím bude větší rozlišení z nasbíraných dat.

Akcelerometr sbírá data o pohybu v následujících časových intervalech:

1, 2, 5, 10, 15, 30, 60, 120, 180, 240, 300 sekund.

Měření počtu kroků je možné od intervalu sběru dat 3 sekundy a výše.

4.5.4 Zpracování dat

Vyhodnocení nashromážděných dat v Aktigrafu může mít několik různých podob. Záleží na uživateli jaký soubor vyhodnocení zvolí a k jakým účelům bude nashromážděná data využívat. Existuje možnost vytvoření grafického excel souboru, caloric souboru, activity souboru, pedometr souboru, sigle column souboru a vytvoření souboru výsledného ukazatele.

Vytvoření Caloric souboru

Tato funkce zpracovává datový soubor a generuje výstupní soubor v MS Excel. Většina uživatelů bude chtít převést aktivitu v „counts“ na kcal nebo METS. Pro GT1M nošený u pasu, tato funkce může odhadnout vynaložené kalorie fyzickou aktivitou z aktivity v „counts“. Také je v Caloric souboru určován počet kroků během hodiny a jejich souhrn, samozřejmě pokud bylo zapnuto Pedometer měření. Počet minut strávených v určité zátěži je rozděleno do 4 kategorií: Light, Moderate, Hard, Very Hard.

Označíme datový soubor (.DAT) a následně pojmenujeme a uložíme vytvořený v MS Excel Caloric soubor. Můžeme ho vytvořit podle teorií:

varianta WORK ENERGY THEOREM:

$$\text{kcal/min} = 0.000191 * \text{counts/min} + \text{body mass in kg}$$

varianta FREEDSON EQUATION:

$$\text{kcal/min} = 0.00094 * \text{counts/min} + 0.1346 * \text{body mass in kg} - 7.37418$$

varianta COMBINATION: kombinace dvou předešlých variant

Vytvoření Activity souboru

Tato funkce vytvoří Activity výstupní soubor v MS Excel. Označíme datový soubor (.DAT), následně vybereme místo uložení a jméno souboru. Data budou znázorněna ve sloupci s příslušnými daty a časem. Graf není vytvářen automaticky.

Vytvoření Pedometer souboru

Tato funkce vytvoří Pedometer výstupní pole, který pak zakreslí a zmapuje data v MS Excel. Nejdříve označíme datový soubor (.DAT), pak pojmenujeme Pedometer soubor, který z něho bude vytvořen.

Jakmile bude soubor vytvořen, MS Excel ho otevře. MS Excel používá Macro k provedení této funkce, v nastavení MS Excel se Macro musí povolit. Kliknutím na obrázek „Actiman graphic“ začne grafické sestavování diagramu. Označíme Pedometer soubor vytvořený z datového, následně vybereme místo uložení a jméno souboru.

Vytvoření souboru o počtu kroků

Tato funkce vytvoří soubor o počtu kroků, který pak zakreslí a zmapuje data v MS Excel.

Vytvoření souboru o pohybu v „COUNTS“

Tato funkce vytvoří soubor o pohybu v COUNTS v MS Excel.

Vytvoření souboru o kaloriích

Tato funkce zpracovává datový soubor a generuje výstupní soubor v MS Excel. Data pro tuto funkci musí být sbírána v intervalu minimálně 30 sec.

Vytvoření Single Column

může být použit k vložení do uživatelem vybrané jiné analúzy.

Vytvoření výsledného ukazatele

Tato funkce vytvoří Marker výstupní soubor. Označíme datový soubor (.DAT), následně vybereme místo uložení a jméno souboru. Výsledný ukazatel je vytažený z datového souboru na základě času a datumu. Je to textový soubor

4.6 Charakteristika kardiometru Polar S 810i

Kardiometr Polar S 810i slouží ke sledování a vyhodnocování srdeční frekvence.

Měřicí zařízení srdeční frekvence Polar je uzpůsobeno ke znázornění úrovně fyziologického zatížení a intenzity kladené na organismus v průběhu pohybové aktivity nebo pracovní činnosti, respektive ke sledování klidových hodnot.

Základními součástmi přístroje jsou: náramkový přijímač (zobrazuje hodnoty SF a další údaje v průběhu měření, po skončení činnosti lze s pomocí přijímače provést její podrobné vyhodnocení), kódovaný vysílač T31 se zabudovanými elektrodami (snímá signály SF a odesílá je do přijímače), elastický popruh s přezkou (udržuje vysílač v optimální polze na hrudníku).

Srdeční frekvence je zobrazena v podobě číselného údaje/grafu vyjadřujícího počet tepů za minutu.

Přesnost měření SF je +/- 1% nebo 1 tep/min (vyšší přesnost je dosažitelná při zachování stálosti podmínek).

Pro spojení kardiometru a PC k nastavení údajů a vyvolání dat jsem využíval externí IRDA USB port. Při spojení Polaru a pc je nezbytné mít nainstalovaný příslušný software dodávající se v setu s Polarem na cd.

4.7 Statistické metody

Kromě základních statistických popisných charakteristik byl použit Pearsonův korelační koeficient r a koeficient determinace pro hodnocení asociačního vztahu mezi proměnnými, a výpočet standardní chyby měření (SEM).

Přes některé své nedostatky zůstává pearsonův korelační koeficient r nejdůležitější mírou síly vztahu dvou náhodných spojitých proměnných X a Y . Počítáme míru párových hodnot x, y změřených na n jednotkách náhodně vybraných. Korelační koeficient r nabývá hodnot z intervalu $(-1: 1)$.

Pro vyhodnocení statisticky pravděpodobné hladiny vztahu významnosti sum zrychlení se srdeční frekvencí jsem využil jednostraného testu.

Tabulka. č. 2. Pásma síly a asociace podle velikosti korelačního koeficientu r

Síla asociace	$ r $
Malá	0,1-0,3
Střední	0,3-0,7
Velká	0,7-1,0

5. VÝSLEDKY

V této kapitole jsou vyhodnoceny výsledky z nashromážděných dat. Samotná měření probíhala na fotbalových hřištích v průběhu měsíců srpna a září 2007. Ze získaných dat byly vyvozeny tyto analýzy: Platnost akcelerometru pro sumy zrychlení(counts) kde kritériem byla srdeční frekvence v jednotlivých cvičeních; platnost akcelerometru pro sumy zrychlení(counts) kde kritériem byla srdeční frekvence za celou tréninkovou jednotku; interinstrumentální spolehlivost za použití dvou akcelerometrů pro sumy zrychlení(counts); interinstrumentální spolehlivost za použití dvou akcelerometrů pro sumy kroků.

5.1 Korelace sum zrychlení (counts) se SF v jednotlivých cvičeních - I. skupina

Následující data poskytují informaci o platnosti akcelerometru na základě analýzy vztahu 15 sec. sum zrychlení (counts) a srdeční frekvence. Měření proběhlo u 4 probandů.

5.1.1 Korelace sumy zrychlení a SF Proband 1

Tabulka č.3: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

cvičení	aktivita	r	n	p %
č.1	Vedení míče ve vymezeném prostoru	0,884	25	0,0005
č.2	Rozcvička	0,339	24	0,05
č.3	Odpočinek, pokyny ke cvičením	0,625	14	0,01
č.4	Vedení míče slalomem	0,629	50	0,0005
č.5	Výměna stanovišť, odpočinek	0,522	12	0,025
č.6	Vedení míče, střelba	0,507	36	0,0005
č.7	Vedení míče, prohození skrz branky	0,598	48	0,0005
č.8	Ve dvojicích nahození, zpracování, přihrávka	0,504	32	0,0005

Výstup tab. č.3 je korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení se srdeční frekvencí měřenou v 15 sec. intervalu spolu s hodnotami hladiny významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a srdeční frekvence Probanda 1.

Legenda: r – korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení (counts) se srdeční frekvencí

n – počet měřených skóre v jednotlivých cvičeních

p – procentuelní hladina významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a SF

5.1.2 Korelace sumy zrychlení a SF Proband 2

Tabulka č.4: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

cvičení	aktivita	r	n	p %
č.1	Vedení míče ve vymezeném prostoru	0,66	25	0,0005
č.2	Rozcvička	-0,441	24	0,01
č.3	Odpočinek, pokyny ke cvičením	0,286	14	0,1
č.4	Vedení míče slalomem	0,322	50	0,01
č.5	Výměna stanovišť, odpočinek	-0,409	12	0,1
č.6	Vedení míče, střelba	-0,21	36	0,1
č.7	Vedení míče, prohození skrz branky	0,166	48	0,1
č.8	Ve dvojicích nahození, zpracování, přihrávka	0,266	32	0,1

Výstup tab. č.4 je korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení se srdeční frekvencí měřenou v 15 sec. intervalu spolu s hodnotami hladiny významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a srdeční frekvence Probanda 2.

Legenda: r – korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení (counts) se srdeční frekvencí

n – počet měřených skóre v jednotlivých cvičeních

p – procentuelní hladina významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a SF

5.1.3 Korelace sumy zrychlení a SF Proband 3

Tabulka č.5: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

cvičení	aktivita	r	n	p %
č.1	Vedení míče ve vymezeném prostoru	0,441	24	0,025
č.2	Práce s míčem	0,495	8	0,1
č.3	Rozcvička	-0,128	48	0,1
č.4	Odpočinek, pokyny ke cvičením	-0,024	13	0,1
č.5	Vedení s prohozením, střelba	0,184	43	0,1
č.6	Přihrávky ve dvojicích	0,14	48	0,1
č.7	Střelba	-0,096	56	0,1
č.8	Hra 5x5	-0,079	60	0,1

Výstup tab. č.5 je korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení se srdeční frekvencí měřenou v 15 sec. intervalu spolu s hodnotami hladiny významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a srdeční frekvence Probanda 3.

Legenda: r – korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení (counts) se srdeční frekvencí

n – počet měřených skore v jednotlivých cvičeních

p – procentuelní hladina významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a SF

5.1.4 Korelace sumy zrychlení a SF Proband 4

Tabulka č.6: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

cvičení	aktivita	r	n	p %
č.1	Vedení míče ve vymezeném prostoru	0,127	24	0,1
č.2	Práce s míčem	0,164	8	0,1
č.3	Rozcvička	0,001	48	0,1
č.4	Odpočinek, pokyny ke cvičením	-0,33	13	0,1
č.5	Vedení s prohozením, střelba	0,252	43	0,05
č.6	Přihrávky ve dvojicích	-0,167	48	0,1
č.7	Střelba	-0,018	56	0,1
č.8	Hra 5x5	0,388	60	0,005

Výstup tab. č.6 je korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení se srdeční frekvencí měřenou v 15 sec. intervalu spolu s hodnotami hladiny významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a srdeční frekvence Probanda 4.

Legenda: r – korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení (counts) se srdeční frekvencí

n – počet měřených skore v jednotlivých cvičeních

p – procentuelní hladina významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a SF

5.1.5 Korelace sumy zrychlení (counts) a SF za tréninkovou jednotku

Následující data poskytují informaci o platnosti akcelerometru na základě analýzy vztahu 15 sec. sum zrychlení (counts) a srdeční frekvence. Měření proběhlo u 4 probandů.

Tabulka č.7: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence u jednotlivých probandů za tréninkovou jednotku

	r	n	p %	min
Proband 1	0,668	241	0,0005	60
Proband 2	0,256	241	0,0005	60
Proband 3	0,109	301	0,025	75
Proband 4	0,28	301	0,0005	75

Výstup tab. č.7 je korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení se srdeční frekvencí měřenou v 15 sec. intervalu spolu s hodnotami hladiny významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a srdeční frekvence u všech Probandů za tréninkovou jednotku.

Legenda: r – korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení (counts) se srdeční frekvencí pro jednotlivé Probandy

n – počet měřených skore v jednotlivých cvičeních

p – procentuelní hladina významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a srdeční frekvence pro jednotlivé Probandy

min – doba trvání tréninkové jednotky v minutách

5.2 Korelace sum zrychlení (counts) se SF v jednotlivých cvičeních - II. skupina

Následující data poskytují informaci o platnosti akcelerometru na základě analýzy vztahu 15 sec. sum zrychlení (counts) a srdeční frekvence. Měření proběhlo u 4 probandů.

5.2.1 Korelace sumy zrychlení a SF Proband 1

Tabulka č.8: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

cvičení	aktivita	r	n	p %
č.1	Rozběhání s míčem na šířku hřiště	0,056	18	0,01
č.2	Rozcvička	-0,566	23	0,005
č.3	Atletická abeceda	-0,328	15	0,1
č.4	Odpočinek	-0,156	7	0,1
č.5	Běh na šířku hřiště	0,284	11	0,1
č.6	Odpočinek	-0,207	7	0,1
č.7	Běh na šířku hřiště	0,835	11	0,0005
č.8	Odpočinek	0,48	17	0,025
č.9	Běh na šířku hřiště s míčem	-0,193	8	0,1
č.10	Odpočinek	-0,183	15	0,1
č.11	Běh na šířku hřiště s míčem	-0,044	7	0,1
č.12	Odpočinek	-0,102	14	0,1
č.13	Vedení míče	0,608	8	0,05
č.14	Běh na šířku hřiště s míčem, zrychlit	-0,136	17	0,1
č.15	Odpočinek	-0,751	7	0,025
č.16	Běh na šířku hřiště s míčem, zrychlit	-0,615	12	0,01
č.17	Odpočinek, uvolňovací cvičení	0,387	23	0,05

Výstup tab. č.8 je korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení se srdeční frekvencí měřenou v 15 sec. intervalu spolu s hodnotami hladiny významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a srdeční frekvence Probanda 1.

Legenda: r – korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení (counts) se srdeční frekvencí

n – počet měřených skóre v jednotlivých cvičeních

p – procentuelní hladina významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a SF

5.2.2 Korelace sumy zrychlení a SF Proband 2

Tabulka č.9: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

cvičení	aktivita	r	n	p %
č.1	Rozběhání s míčem na šířku hřiště	0,166	18	0,1
č.2	Rozcvička	-0,357	23	0,05
č.3	Atletická abeceda	0,237	15	0,1
č.4	Odpočinek	0,59	7	0,1
č.5	Běh na šířku hřiště	0,463	11	0,1
č.6	Odpočinek	0,32	7	0,1
č.7	Běh na šířku hřiště	0,741	11	0,005
č.8	Odpočinek	0,564	17	0,01
č.9	Běh na šířku hřiště s míčem	-0,371	8	0,1
č.10	Odpočinek	0,487	15	0,05
č.11	Běh na šířku hřiště s míčem	0,265	7	0,1
č.12	Odpočinek	0,513	14	0,025
č.13	Vedení míče	0,7	8	0,025
č.14	Běh na šířku hřiště s míčem, zrychlit	-0,207	17	0,1
č.15	Odpočinek	-0,564	7	0,1
č.16	Běh na šířku hřiště s míčem, zrychlit	-0,67	12	0,01
č.17	Odpočinek, uvolňovací cvičení	0,051	23	0,1

Výstup tab. č.9 je korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení se srdeční frekvencí měřenou v 15 sec. intervalu spolu s hodnotami hladiny významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a srdeční frekvence Probanda 2.

Legenda: r – korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení (counts) se srdeční frekvencí

n – počet měřených skore v jednotlivých cvičeních

p – procentuelní hladina významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a SF

5.2.3 Korelace sumy zrychlení a SF Proband 3

Tabulka č.10: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

cvičení	aktivita	r	n	p %
č.1	Rozcvička	0,073	14	0,1
č.2	Atletická abc	0,283	40	0,05
č.3	Rychlostně koordinační cv.	0,239	31	0,1
č.4	Vedení míče	0,367	52	0,005
č.5	Rychlostně koordinační cv.	-0,195	40	0,1
č.6	Odpočinek	-0,586	6	0,1
č.7	Rychlostně koordinační cv.	-0,224	14	0,1
č.8	Přihrávky rukou, cval stranou	0,335	14	0,1
č.9	Přihrávky ve dvojicích	0,45	5	0,1
č.10	Zpracování míče ve dvojicích	0,73	15	0,0005
č.11	Výklus, protažení	0,432	9	0,1

Výstup tab. č.10 je korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení se srdeční frekvencí měřenou v 15 sec. intervalu spolu s hodnotami hladiny významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a srdeční frekvence Probanda 3.

Legenda: r – korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení (counts) se srdeční frekvencí

n – počet měřených skore v jednotlivých cvičeních

p – procentuelní hladina významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a SF

5.2.4 Korelace sumy zrychlení a SF Proband 4

Tabulka č.11: Ukazatele validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

cvičení	aktivita	r	n	p %
č.1	Rozcvička	0,68	14	0,005
č.2	Atletická abc	0,615	40	0,0005
č.3	Rychlostně koordinační cv.	0,764	31	0,0005
č.4	Vedení míče	0,672	52	0,0005
č.5	Rychlostně koordinační cv.	0,179	40	0,1
č.6	Odpočinek	0,385	6	0,1
č.7	Rychlostně koordinační cv.	0,327	14	0,1
č.8	Přihrávky rukou, cval stranou	0,352	14	0,1
č.9	Přihrávky ve dvojicích	-0,22	5	0,1
č.10	Zpracování míče ve dvojicích	0,878	15	0,0005
č.11	Výklus, protažení	-0,38	9	0,1

Výstup tab. č.11 je korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení se srdeční frekvencí měřenou v 15 sec. intervalu spolu s hodnotami hladiny významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a srdeční frekvence Probanda 4.

Legenda: r – korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení (counts) se srdeční frekvencí

n – počet měřených skóre v jednotlivých cvičeních

p – procentuelní hladina významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a SF

5.2.5 Korelace sumy zrychlení (counts) a SF za tréninkovou jednotku

Následující data poskytují informaci o platnosti akcelerometru na základě analýzy vztahu 15 sec. sum zrychlení (counts) a srdeční frekvence. Měření proběhlo u 4 probandů.

Tabulka č.12: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence u jednotlivých probandů za tréninkovou jednotku

	korelace	n	p %	min
Proband 1	-0,028	220	0,1	55
Proband 2	-0,018	220	0,1	55
Proband 3	0,403	240	0,0005	60
Proband 4	0,599	240	0,0005	60

Výstup tab. č.12 je korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení se srdeční frekvencí měřenou v 15 sec. intervalu spolu s hodnotami hladiny významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a srdeční frekvence u všech Probandů za tréninkovou jednotku.

Legenda: r – korelační koeficient 15 sec. sum zrychlení (counts) se srdeční frekvencí pro jednotlivé Probandy
 n – počet měřených skore v jednotlivých cvičeních
 p – procentuelní hladina významnosti vztahu 15 sec. sum zrychlení a srdeční frekvence
 min – doba trvání tréninkové jednotky v minutách

5.3 Interinstrumentální spolehlivost měření sum zrychlení (counts)

Zde uvedená data nám ukazují interinstrumentální spolehlivost měření sumy zrychlení(counts) u 2 přístrojů umístěných současně na jednom probandovi a to ve vztahu sumy zrychlení counts Actigraphu 1 a sumy zrychlení counts Actigraphu 2. Data byla sbírána v intervalu 30 sec. Měření proběhlo celkem u 4 různých probandů.

Tabulka č. 13: Ověření interinstrumentální spolehlivosti 30 sec. sum zrychlení (counts)

	actigraph 1	actigraph 2	r	SEM	SEM %	min
Proband 1	108807	99716	0,984	9091	4,35	90
Proband 2	60466	54250	0,997	6216	5,42	26
Proband 3	208902	196494	0,991	12408	3,06	95
Proband 4	249280	241673	0,993	7607	1,55	100

Výstup tab. č.13 je korelační koeficient 30 sec. sum zrychlení Actigraphu 1 s Actigraphem 2 spolu se standartní chybou měření v counts a v % u všech Probandů.

Legenda : actigraph 1, 2 - 30 sec. sumy zrychlení

r – korelační koeficient 30 sec. sum zrychlení Actigraphu 1 s Actigraphem 2

SEM – standartní chyba měření

SEM % - standartní chyba měření v %

min – doba trvání měření v minutách

5.4 Interinstrumentální spolehlivost měření sumy KROKŮ

Zde uvedená data nám ukazují interinstrumentální spolehlivost měření sumy kroků u 2 přístrojů umístěných současně na jednom probandovi a to ve vztahu sumy kroků Actigraphu 1 a sumy kroků Actigraphu 2. Data byla sbírána v intervalu 30 sec. Měření proběhlo celkem u 4 různých probandů.

Tabulka č. 14: Ověření interinstrumentální spolehlivosti měření sumy KROKŮ

	actigraph 1	actigraph 2	r	SEM	SEM %	min
Proband 1	3974	4079	0,981	105	1,3	90
Proband 2	1600	1651	0,997	51	1,57	26
Proband 3	6573	6584	0,988	11	0,08	95
Proband 4	6152	6119	0,992	33	0,27	100

Výstup tab.č. 14 je korelační koeficient sumy kroků Actigraphu 1 s Actigraphem 2 spolu se standartní chybou měření v krocích a v % u všech Probandů.

Legenda : actigraph 1, 2 - suma kroků

r – korelační koeficient sum kroků Actigraphu 1 s Actigraphem 2

SEM – standartní chyba měření

SEM % - standartní chyba měření v %

min – doba trvání měření v minutách

6. Diskuze

V této práci jsme v návaznosti na předchozí studii ověřovali akcelerometr Actigraph model GT1M. Odhad energetického výdeje pomocí akcelerometru je založen na vztahu k měřeným sumám zrychlení pohybu těla, proto byla tato práce zaměřena na zjištění do jaké míry souvisí sumární hodnoty akcelerometru s dalším ukazatelem energetického výdeje, a to srdeční frekvencí.

Pokud je zrychlení měřené akcelerometrem validní, měli by hodnoty zrychlení ukázat těsný vztah k hodnotám srdeční frekvence.

Při terénním ověřování platnosti akcelerometru Actigraph GT1M na základě analýzy vztahů sum zrychlení (counts) na straně jedné, a tepové frekvence na straně druhé, se korelační koeficient pohybuje v rozmezí od -0,751 do 0,883.

I. skupina

Proband číslo 1 vykazuje korelační koeficient 15 sec. sumy zrychlení (counts) a srdeční frekvence v jednotlivých cvičeních v rozmezí 0,339 až 0,883.

Proband číslo 2 podal korelační koeficient 15 sec. sumy zrychlení (counts) se srdeční frekvencí v intervalu od -0,096 do 0,660.

Proband číslo 3 dosáhl korelačního koeficientu 15 sec. sumy zrychlení (counts) a srdeční frekvence od hodnoty -0,330 do hodnoty 0,495.

Proband číslo 4 vykázal korelační koeficient 15 sec. sumy zrychlení (counts) a srdeční frekvence též od záporných hodnot -0,018 do 0,388.

II. skupina

Proband číslo 1 dosáhl hodnot korelačního koeficientu mezi 15 sec. sumou zrychlení (counts) a srdeční frekvencí v rozmezí mezi -0,751 a 0,835.

Proband číslo 2 se pohyboval v korelačním koeficientu 15 sec. sumy zrychlení (counts) a srdeční frekvence od -0,670 do 0,741.

Proband číslo 3 vykazuje korelační koeficient 15 sec. sumy zrychlení (counts) a srdeční frekvence v jednotlivých cvičeních v rozmezí -0,586 do 0,730.

Proband číslo 4 podal korelační koeficient 15 sec. sumy zrychlení (counts) se srdeční frekvencí v jednotlivých cvičeních v rozmezí mezi -0,380 a 0,878.

Hodnoty získaných korelací u skupiny I. jsou až na Probanda 1 v jednom případě vždy záporné.

U skupiny II je už vždy jedna z hodnot každého Probanda záporná.

Nejvyšší záporné korelační hodnoty vyšly v méně pohybově náročných cvičeních jako strečink, rozcvičení nebo odpočinek mezi cvičeními a v jednom případě i při nácviku střelby. Z toho můžeme usuzovat že korelační koeficienty jsou záporné z důvodu malého zrychlení těžiště v těchto cvičeních, tudíž hodnota zrychlení těžiště těla nedosahovala hodnot úměrných ke zvýšené srdeční frekvenci, která se po předchozí pohybové aktivitě pohybovala ve vyšších hodnotách, když se nestačila v daném intervalu navrátit do hodnot úměrných těmto cvičením. Ve cvičení nácviku střelby může být příčinou nízká vytiženost hráčů, kdy hráč provede požadovaný úkol a pak čeká v zástupu na další opakování úkolu.

U druhé testované skupiny konkrétně u Probanda 1 a 2 můžeme sledovat opět nízké korelační koeficienty při rozcvičení, a dále sledovat korelační koeficienty ve cvičeních 14, 15, 16. Zde byly vyhodnoceny nízké korelační koeficienty mezi sumami zrychlení a srdeční frekvencí a to z možného důvodu nelineárního růstu srdeční frekvence, kdy se testovaní jedinci mohli dostat nad 80% maxima vlastní srdeční frekvence, kde již SF není validním ukazatelem energetického výdeje. U Probanda 3 a 4 vidíme při rozcvičení kladné korelační koeficienty a to díky tomu že rozcvičení bylo zařazeno hned na úvod tréninkové jednotky bez předchozí pohybové aktivity. U Probanda 4 pak můžeme sledovat spolehlivé korelace v následujících třech cvičeních. V tom můžeme hledat souvislost s lineárním růstem srdeční frekvence. Dalším cvičením, kde jsme dostali spolehlivé korelace je cvičení číslo 10 u Probandů 3 a 4. V tomto cvičení již byli Probandi dostatečně zotaveni po předchozí činnosti a cvičení bylo méně pohybově náročné s minimální možností horizontálního pohybu.

Srdeční frekvenci považujeme za fyziologický ukazatel, který není ovlivnitelný vůlí člověka jako je tomu u zrychlení těla, které je mechanickým ukazatelem pohybové aktivity. Snížení hodnoty srdeční frekvence trvá nepoměrně delší časový interval než

zrychlení těla, které mění svou hodnotu okamžitě. Srdeční frekvence měřená kardiometrem Polar nevykazuje hodnotou okamžitou, jako je tomu u Actigraphu který nám zobrazuje hodnotu v daný přednastavený okamžik, ale hodnotou průměrnou za posledních pět tepů v přednastaveném intervalu. I tento rozdílný faktor ve sběru dat má svůj jistý podíl na nízké validitě některých korelačních koeficientů mezi sumami zrychlení a srdeční frekvencí.

Statisticky pravděpodobná hladina významnosti vztahu sum zrychlení a srdeční frekvence se pohybovala v rozmezí vztahu 0,0005 až 0,1. Tyto hodnoty nám poukazují na statistickou sílu vztahu dvou nezávisle měřených ukazatelů energetického výdeje a to sum zrychlení a srdeční frekvence. Námi zjištěné hodnoty ukazují na pravděpodobnou sílu vztahu obou ukazatelů. Z toho můžeme usuzovat, že Actigraph podává validní informace o energetickém výdeji i při sběru dat v kratších časových intervalech.

Problémem zde ale může být samotná validita srdeční frekvence, která nám odráží platnost energetického výdeje. Jako validní ukazatel můžeme brát srdeční frekvenci do hodnoty 80% osobního maxima, kdy roste lineárně. Při překročení stanoveného prahu přestává růst lineárním způsobem, a proto ji už nemůžeme brát jako zcela validní ukazatel energetického výdeje.

Pro hodnocení korelačních koeficientů 15sec. sum zrychlení a srdeční frekvence za tréninkovou jednotku jsme došli k závěrům, že u Probandů 1 a 2 ve druhé sledované skupině jsou nízké korelační koeficienty způsobeny náplní tréninku, kterou byla převážně běžecká cvičení ve vyšší intenzitě a vysoké až maximální rychlosti běhu. Což se oboje negativně projevuje na výsledcích korelace. A to jak u dat srdeční frekvence tak i pro data měřená akcelerometrem.

Při ověřování interinstrumentální spolehlivosti měření 30 sec. sum zrychlení v counts byla korelována data ze dvou Actigraphů umístěných částečně vedle sebe na spině iliaca anterior superior Probanda.

Výsledné korelační koeficienty se u jednotlivých Probandů pohybovaly v rozmezí 0,984 až 0,997. Průměrná odchylka pro všechny 4 Probandy v měření 30 sec. sum zrychlení činila 8830,5 counts.

V procentuálních hodnotách se standardní chyba měření pohybovala v rozmezí od 1,55 % do 5,42%. Průměrná standardní chyba měření byla 3,595 %.

Při ověřování interinstrumentální reliability měření 30 sec. sum kroků byla korelována data ze 2 Actigraphů umístěných částečně vedle sebe na spině iliaca anterior superior Probanda. Výsledné korelace se u jednotlivých Probandů pohybovaly v rozmezí od 0,981 do 0,997.

Průměrná standardní chyba měření v krocích u všech 4 Probandů činila 50 Kroků.

V procentuálních hodnotách se standardní chyba měření pohybovala v rozmezí 0,08 % až 1,3 %. Průměrná procentuální odchylka byla 0,805 %.

Na velmi dobrou interinstrumentální reliability akcelerometru ukazují jak korelační koeficienty mezi 30 sec. sumami zrychlení, tak koeficienty 30 sec. sum kroků měřené současně prvním a druhým akcelerometrem a z nich vypočtený průměr standardní chyby měření (SEM).

Actigraph má vysokou citlivost na změnu rychlosti pohybu těla, a proto může poskytovat okamžité hodnoty o zrychlení, či průměrné hodnoty zrychlení řádově v sekundových intervalech. Z toho vyplývá, že zdrojem chyb v měření mohl být i nepatrný rozdíl v místě a ve způsobu umístění na těle. Příčinou mohlo být samovolné posunutí se akcelerometru na těle během měření, k čemuž mohlo lehce dojít jelikož akcelerometr je na těle umístěn pomocí gumového pásku a v tréninku kopané dochází často k nepředvídatelným pohybům (pády, souboje hráčů). Díky tomu mohlo být základní umístění obou Actigraphů na těle Probanda narušeno a mohly vznikat nežádoucí odchylky. Při šetření vzniku odchylek musíme brát v úvahu i existenci individuálních rozdílů v technice běhu (kratší, delší krok, rychlý dokrok, běh se zvýšeným pohybem těla), které se mohou projevit individuálním průběhem závislosti měřeného zrychlení a rychlosti běhu.

Výsledky studie ukázaly, že akcelerometr Actigraph GT1M není zcela validní při měření energetického výdeje pomocí sumárních hodnot zrychlení v terénech podmínkách fotbalového tréninku s krátkou časovou periodou záznamu.

Tento závěr může být způsoben hned několika aspekty. Jedním z nich je sbírání dat ve velmi krátkém časovém intervalu, což prokázali již některé předchozí studie, že validita akcelerometrů se snižuje čím kratší je časový interval sběru dat.

Dalším z aspektů může být příliš vysoká rychlost lokomoce. Actigraph je sto zaznamenat zrychlení těžiště těla pouze v jedné a to vertikální rovině. Pro konkrétnější představu, při běhu do rychlosti 9 km/h běžec zpravidla provádí více vertikálního pohybu, než při běhu v rychlostech nad 10 km/h, kde je více pohybu horizontálního, který uniaxiální akcelerometr není schopen adekvátně zaznamenat. V nejnovější studii, která ověřovala různé typy akcelerometrů (Fudge et al.,2007), se ukázalo, že sumární hodnoty zrychlení měřené uniaxiálním akcelerometrem lineárně rostly jen s rychlostí chůze do 8km/h, zatím co hodnoty zrychlení měřené trojrozměrným akcelerometrem rostly do rychlosti běhu 20km/h. Při běhu ve vyšších rychlostech je akcelerace pohybu těla ve vertikálním směru relativně konstatní, a pohyb těla je odlišný od pohybu těla v nižších rychlostech. Ve vyšších rychlostech dochází k množství dalších přidružených pohybů, které Actigraph umístěný na spině probanda není schopen zaznamenat (například zvýšený pohyb horních končetin, rostou nároky na koordinaci pohybujících se segmentů).

7. Závěr

Cílem práce je ověření platnosti a spolehlivosti uniaxiálního akcelerometru Actigraph GT1M v terénních podmínkách.

Ověřena byla validita Actigraphu pro odhad energetického výdeje a to na základě vztahu 15 sec. sumy zrychlení (counts) kde kritériem byla srdeční frekvence. Na základě měření všech 8 Probandů byl získán korelační koeficient v rozmezí od -0,751 do 0,883.

Dalším cílem bylo ověřit interinstrumentální realibilitu mezi 2 Actigraphy umístěnými současně na jednom Probandovi. Interinstrumentální realibilita byla ověřována jak pro sumy zrychlení sloužící k odhadu energetického výdeje (counts), tak i pro funkci pedometru v počtu kroků.

U prvně jmenované funkce (sumy zrychlení) jsme získali korelační koeficient hodnoty 0,984 až 0,997.

Pro funkci pedometru, sumy kroků, jsme stanovili korelační koeficient v hodnotách od 0,981 do 0,997.

Při sledování validity Actigraphu v tréninkové jednotce pomocí funkce hodnocení energetického výdeje (sumy zrychlení) je pravděpodobné, že bude docházet k problematickým závěrům a vyhodnocením. A to díky tomu, že akcelerometr Actigraph GT1 M je uniaxiálním akcelerometrem, a tudíž měří zrychlení pouze ve vertikální rovině. A vzhledem k tomu, že v tréninku kopané probíhá rozmanitá pohybová aktivita, ne jen přímá lokomoce vpřed a vzad za konstantních podmínek, ale i různé změny polohy těžiště těla (výskoky, horizontální pohyby těžiště těla při běhu, pády) musíme brát sumy zrychlení pro odhad energetického výdeje s rezervou.

V datech měřených uniaxiálním akcelerometrem Actigraph není zahrnut tento horizontální pohyb těžiště těla, který je v otevřených pohybových činnostech zastoupen velkou měrou. K tomu musíme dále počítat s různou rychlostí lokomoce a s individuální technikou běhu. Actigraph byl primárně vyvinut pro využití v medicíně, pro potřeby zaznamenávání jemných pohybů (např. končetin ve spánku), proto můžeme brát toto šetření jako experimentální.

Interinstrumentální spolehlivost Actigraphu jsme vyhodnotili jako vysoce spolehlivou. Sběr dat probíhal v intervalu 30 sec. Na probandovi byly umístěny 2 Actigraphy současně, na spina iliaca anterior superior částečně vedle sebe. Spolehlivost mezi oběma Actigraphy jsme sledovali jak pro funkci sum zrychlení (counts) tak funkci pedometru (kroky). Pro obě funkce můžeme říci, že spolehlivost mezi oběma Actigraphy byla vyhodnocena jako vysoká. V korelačních koeficientech zde nedocházelo k dramatickým odchylkám.

Z toho můžeme usuzovat, že pro funkci pedometru můžeme brát Actigraph jako spolehlivý prostředek k vyhodnocování pohybové aktivity ve formátu počtu kroků.

V terénních podmínkách je toto první studie, proto bude třeba v budoucnu provést další měření v proměnlivých podmínkách, aby se zde zjištěné hodnoty potvrdily nebo vyvrátily.

Actigraph by mohl být přesnou metodou odhadu energetického ale bylo by žádoucí provést další měření spolu s více kritérii. Například kritéria srdeční frekvence, spotřeby kyslíku, rychlosti. Ze získaných dat poté vytvořit individuální nastavení pro toho kterého jedince a situaci ve které by byl Actigraph využit.

Použitá literatura

1. AINSWORTH, B. E., HASKELL, W. L., WHITT, M. C., IRWIN, M. L., SWARTZ, A. M., STRATH, S. J., O'BRIEN, W. L., BASSET, D. R., SCHMITZ, K. H., EMPLAINCOURT, P. O., JACOBS, D. R., LEON, A. S.: *Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 32, No. 9, pp. 498-516, 2000.
2. BRAGE, S. WEDDERKOOP, N., FRANKS, P. W., ANDERSEN, L. B., FROBERG, *Reexamination of validity and reliability of the CSA monitor in walking and running*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol 35 Issue 8. P. 1447-1454, 2003
3. ESTON, R. E., ROWLANDS, A. V., INGLEDEV, D. K.: *Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting of energy cost of children's activities*. *Journal of Applied Physiology*, Vol. 84, pp. 362-371, 1998.
4. FREEDSON, P. S., MELANSON E. L., SIRARD J.: *Calibration of the computer science and applications, Inc. Accelerometer*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 30, pp. 777-781, 1998.
5. FREEDSON, P.S., MILLER, K.: *Objective monitoring of physical activity using motion sensors and heart rate*. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, Vol. 71, No. 2, pp. 21-29, June 2000.
6. HENDELMAN, D., MILLER, K., BAGGET, C., DEBOLD, E., FREEDSON, P.: *Validity of accelerometry for the assesment of moderate intensity physical activity in the Field*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 32, pp. S442-S449, 2000
7. HENDL, J.: *Přehled statistických metod zpracování dat*, Portál 2004, Praha 2004 ISBN 80-7178-820-1
8. HENDL, J.: *Úvod do kvalitativního výzkumu*. Praha : Karolinum/nakl. Univerzity Karlovy, 1997.

9. HRADEC, J., *Jaká je optimální srdeční frekvence?* III. Interní klinika, Všeobecná fakultní nemocnice a 1. Lékařská fakulta Univerzity Karlovy, Praha, Česká republika *Cor Vasa* 2007;49(5):163 – 165
10. MATTHEWS, C. E., FREEDSON, P. S.: *Field trial of a three-dimensional activity monitor: comparison with self-report.* *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 27, pp. 1071-1081, 1995.
11. MELANSON, E. L., FREEDSON, P. S.: *Physical activity assessment: review of methods.* *Critical Reviews in Food Science and Nutrition*, Vol. 36, pp. 385-396, 1996.
12. MONTOYE, H. J., KEMPER, H. C. G., SARIS, W. H. M., WASHBURN, R. A.: *Measuring physical activity and energy expenditure.* Champaign: Human Kinetics, pp. 72-79, 1996.
13. PSOTTA, R.: *Analýza interminentní pohybové aktivity.* Praha: Karolinum/nakl. Univerzity Karlovy ISBN 80-246-0692-5 Praha 2003
14. PSOTTA, R., VODIČKA, P., SOUKUP V.: *Validita a realibilita hodnocení pohybové aktivity Akcelerometrem ActiGraph GT1M.* Praha 2006
15. SELIGER, V.: *Praktika z fyziologie* Státní pedagogické nakladatelství, n. p., v Praze, Praha 1972
16. SIRARD, J.R., MELANSON, E. L., LI, L.I., FREEDSON, P.S.: *Field evaluation of the computer science and applications, Inc. physical activity monitor.* *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol.32, No.3, pp. 695-700, May 2000.
17. WELK, G. J., BLAIR, S. N., WOOD, K., JONES, S., THOMPSON, R.W.: *A comparative evaluation of three accelerometry-based physical activity monitors.* *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol.32, No.9, suppl, pp. S489-497, 2000.

PŘÍLOHY

Přílohou této diplomové práce je dvd na kterém jsou v avi souborech zaznamenány jednotlivé tréninkové jednotky. Toto dvd slouží k přesnému určení druhu pohybové aktivity prováděné v tréninku a v jednotlivých cvičeních.

Přehled tabulek

Tabulka č. 1: Hladiny intenzit zatížení v counts/min

Tabulka č. 2: Pásma síly a asociace podle velikosti korelačního koeficientu r

Tabulka č. 3: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

Tabulka č. 4.: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

Tabulka č. 5.: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

Tabulka č. 6: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

Tabulka č. 7: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence u jednotlivých probandů za tréninkovou jednotku

Tabulka č. 8: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

Tabulka č. 9: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

Tabulka č. 10: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

Tabulka č. 11: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence

Tabulka č. 12: Ukazatelé validity 15 sec. sum zrychlení těla ke kritériu srdeční frekvence u jednotlivých probandů za tréninkovou jednotku

Tabulka č. 13: Ověření interinstrumentální spolehlivosti 30 sec. sum zrychlení (counts)

Tabulka č. 14: Ověření interinstrumentální spolehlivosti měření sumy KROKŮ