

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2019

Aneta Ďurďová

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

Ověření metodiky stanovení vnějšího zatížení v kondičním cvičení na závěsném systému TRX pomocí akcelerometru Axivity AX3: pilotní studie

Diplomová práce  
(magisterská)

Autor: Bc. Aneta Ďurd'ová, TVS  
Vedoucí práce: doc. Mgr. Roman Cuberek, Ph.D.  
Olomouc: 2019

## Bibliografická identifikace

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Aneta Ďurd'ová

**Název závěrečné písemné práce:** Ověření metodiky stanovení zatížení v kondičním cvičení na závěsném systému TRX pomocí akcelerometru Axivity AX3: pilotní studie

**Pracoviště:** Institut zdravého životního stylu

**Vedoucí:** doc. Mgr. Roman Cuberek, Ph.D.

**Rok obhajoby:** 2019

### Abstrakt:

Hlavním záměrem této pilotní studie bylo zaměřit se na typ pohybové aktivity, který není v rámci volnočasových pohybových aktivit neobvyklý, a přitom z hlediska výskytu odborných studií orientovaných na metodiku hodnocení pohybových aktivit nedostatečně zpracovaný. Cvičení na závěsném systému TRX je druh pohybové aktivity, který je oproti běžným lokomočním pohybům (chůze, běh) specifický, značně odlišný, a to jak z hlediska biomechanického, tak i z hlediska funkčního zapojení svalstva. Cílem práce bylo ověřit metodický postup stanovení vnějšího zatížení v kondičním cvičení na závěsném systému TRX pomocí akcelerometru Axivity AX3 a s využitím parametru Activity Index. Výzkumný soubor byl tvořen 30 aktivními sportovci mužského i ženského pohlaví probíhající na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v Aplikačním centru BALUO. Měření se uskutečnilo za pomoci akcelerometru Axivity AX3 a s využitím parametru Activity Index. Součástí výsledků bylo posouzení vnějšího zatížení u základních cviků na závěsném systému TRX pomocí parametru akcelerace Activity Index při umístění akcelerometru v pase, na zápěstí a na stehně. Porovnat míru shody záznamu akcelerace z akcelerometrů na zápěstí, pase, stehně s ohledem na odlišné typy cviků na závěsném systému TRX a identifikovat limity využití parametru akcelerace Activity Index při popisu vnějšího zatížení.

**Klíčová slova:** pohybová aktivita, závěsný systém TRX, akcelerometr, metrika surových dat

Souhlasím s půjčováním závěrečné písemné práce v rámci knihovních služeb.

## **Bibliographical identification**

**Author's first name and surname:** Aneta Ďurd'ová

**Title of the thesis:** Verify the methodology of determination of the external load in the fitness exercise on the TRX suspension system using the Axivity AX3 accelerometer and using the Activity Index parameter.

**Department:** Institute of Active Lifestyle

**Supervisor:** doc. Mgr. Roman Cuberek, Ph.D.

**The year of presentation:** 2019

### **Abstract:**

The main aim of this pilot study was to focus on a type of physical activity which is not unusual within leisure time PAs, however, from the point of view of research studies focused on PA evaluation methodology it is insufficiently processed. Exercise on the TRX suspension system is a type of physical activity which is, in comparison to common locomotion movements (walking, running), specific and considerably different, both in terms of biomechanical and functional muscle involvement. The aim of the thesis was to verify the methodology of determination of the external load in the fitness exercise on the TRX suspension system using the Axivity AX3 accelerometer and using the Activity Index parameter. The research group consisted of 30 active male and female athletes and the research took place at the Faculty of Physical Culture of Palacký University in Olomouc in the BALUO Application Centre. The measurement took place using the Axivity AX3 accelerometer and the Activity Index parameter. Results included an assessment of the external load of basic exercises on the TRX suspension system using the Activity Index acceleration parameter while placing the accelerometer on the waist, wrist, and thigh. Additionally, results contained the comparison of the matching rate of acceleration recorded from the accelerometer on the wrist, waist and thigh with respect to different types of exercise on the TRX suspension system and identification of the limits of the Activity Index acceleration parameter when describing the external load.

**Keywords:** physical activity, TRX suspension system, accelerometer, metric of row data

I agree with the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem závěrečnou písemnou práci zpracovala samostatně s odbornou pomocí doc. Mgr. Romana Cuberka Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 30.6. 2019

A handwritten signature in black ink, consisting of a stylized 'A' followed by a cursive 'u'.

.....

Tímto směrem bych chtěla velmi podělovat vedoucímu mé diplomové práce, doc. Mgr. Romanu Cuberkovi, Ph.D., za trpělivost, odborné vedení, rady a pomoc při zpracování této práce.

## OBSAH

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b> .....	<b>6</b>
<b>2</b>	<b>PŘEHLED POZNATKŮ</b> .....	<b>10</b>
<b>2.1</b>	<b>Pohybová aktivita</b> .....	<b>10</b>
2.1.1	<i>Význam pohybové aktivity</i> .....	14
2.1.1.1	Pohybová inaktivita .....	16
<b>2.2</b>	<b>Trendy v oblasti pohybové aktivity</b> .....	<b>18</b>
2.2.1	<i>Charakteristika cvičení TRX</i> .....	21
2.2.1.1	Indikace a kontraindikace .....	25
<b>2.3</b>	<b>Měření pohybové aktivity</b> .....	<b>26</b>
2.3.1	<i>Akcelerometrie</i> .....	30
2.3.2	<i>Trendy ve zpracování surových dat akcelerometrů</i> .....	38
<b>3</b>	<b>CÍLE</b> .....	<b>41</b>
<b>3.1</b>	<b>Hlavní cíl výzkumu</b> .....	<b>41</b>
<b>3.2</b>	<b>Dílčí cíle</b> .....	<b>41</b>
<b>3.3</b>	<b>Výzkumná otázka</b> .....	<b>41</b>
<b>4</b>	<b>METODIKA</b> .....	<b>42</b>
<b>4.1</b>	<b>Výzkumný soubor</b> .....	<b>42</b>
<b>4.2</b>	<b>Metody sběru dat</b> .....	<b>42</b>
4.2.1	<i>Průběh kondičního cvičení na závěsném systému TRX</i> .....	43
<b>4.3</b>	<b>Zpracování dat</b> .....	<b>55</b>
<b>4.4</b>	<b>Statické vyhodnocení dat</b> .....	<b>56</b>
<b>5</b>	<b>VÝSLEDKY</b> .....	<b>57</b>
<b>5.1</b>	<b>Proces zpracovávání dat</b> .....	<b>57</b>
<b>5.2</b>	<b>Charakteristika vnějšího zatížení základních cviků na závěsném systému TRX z hlediska akcelerace pohybu</b> .....	<b>58</b>
<b>5.3</b>	<b>Rozdíly charakteristiky vnějšího zatížení v závislosti na umístění akcelerometru (zápěstí, pas, stehno) s ohledem na odlišné typy cviků</b> .....	<b>60</b>
<b>5.4</b>	<b>Limity použití přístroje Axivity a parametru Activity Index pro popis vnějšího zatížení</b> .....	<b>62</b>
<b>6</b>	<b>DISKUZE</b> .....	<b>63</b>

6.1 Doporučení pro metodický postup stanovení vnějšího zatížení v kondičním cvičení na závěsném systému TRX akcelerometrem Axivity AX3 prostřednictvím Activity Index .....	67
6.2 Limity práce.....	68
7 ZÁVĚRY .....	69
8 SOUHRN .....	70
9 SUMMARY .....	71
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	72
11 SEZNAM PŘÍLOH.....	79



## **Přehled používaných zkratk**

ACM	přístroj akcelerometr
AI	Activity Index
EE	energetický výdej
$g^*$	v práci označuje jednotku akcelerace a jedná se o násobek gravitační konstanty, je rovna hodnotě $9,81 \text{ m.s}^{-2}$
IZ	intenzita zatížení
MET	metabolický ekvivalent, index energetického výdeje
PA	pohybová aktivita
TV	tělesná výchova

## 1 ÚVOD

Lokomoční pohybová aktivita se řadí mezi jednu z nejčastěji vědecky zkoumaných studií. V současné době je snaha vyhodnocovat specifickou pohybovou aktivitu, za pomoci přístroje či parametru, při niž výsledky (grafy) budou schopny rozpoznat daný typ pohybové aktivity zařadit ji mezi vědecky podložené. Přitom takových typů cvičení pro hodnocení pohybové aktivity za pomoci vědecky podložených studií je celá řada. Spadají do oblasti gymnastiky, prezentující jeden z mnoho prvků, jako je cvičení na hrazdě či kruzích. Další neprozkoumanou oblastí vzhledem k využití akcelerometru pro hodnocení pohybové aktivity je oblast fitness nebo specifické cviky v rámci posilování.

Hlavním záměrem naší pilotní studie bylo, se zaměřit právě na takový druh pohybové aktivity, který v našem moderním světě není žádnou zvláštností, a přitom z hlediska odporých studií, podložených výsledků či metodických postupů nedostatečně zpracovaný. Volba výběru cvičení na závěsném systému TRX byla na základě celosvětové povědomosti spadající do oblasti nejen fitness, ale zahrnující i oblast medicínskou, kdy cvičení je běžně využito ve fyzioterapii.

Cvičení na závěsném systému TRX je druh pohybové aktivity, který je oproti běžným lokomočním pohybům (chůze, běh) specifický, značně odlišný, a to jak z hlediska biomechanického, tak i z hlediska funkčního zapojení svalstva.

Záměrem naší pilotní studie bylo ověřit metodický postup stanovení vnějšího zatížení v kondičním cvičení na závěsném systému TRX. Kdy předchozí studie obvykle vyhodnocovaly data z akcelerometrů za pomoci parametru *count*. Poukazuje se na fakt, že *count* nesleduje pohyb či kroky, ale pouze přibližnou hodnotu akcelerace během časové doby (Bai et al., 2014). Vzhledem k tomuto a jiným skutečnostem v případě použití jednotky *count*, jsme u naší specifické pohybové aktivity zvolili pro vyhodnocování surových dat z akcelerátoru parametr Aktivitý Index. Dalším východiskem práce bylo kvantifikovat vnější zatížení a porovnat míru shody umístění akcelerometru na zápěstí, pase a stehně u základních cviků na závěsném systému TRX za pomoci parametru Aktivitý Index. Vycházeli jsme s předchozích studií, u kterých nejčastější umístění akcelerometru vzhledem k pohybu paží bylo na zápěstí (Ellis et al., 2016) či oblast pasu (místo bederní páteře, boku) a to díky blízkosti těžiště těla (Semanik et al., 2015).

Téma práce jsem si zvolila na základě několika leté zkušenosti trenéra v oblasti cvičení na závěsném systému TRX a prostorů půdy Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého, v Aplikačním centru Baluo, kde jsem měla možnost pracovat.

## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 Pohybová aktivita

Pohybová aktivita, dále pouze (PA) je světově stále častěji diskutované téma. Pohyb člověka je souhrn všech tělesných pohybů, jež drží lidský organismus v dobrém zdravotním stavu a v tělesné i duševní kondici. Pravidelné provádění PA, jak na úrovni rekreační, či závodní má pozitivní vliv na zdraví člověka, jak po stránce tělesné, tak i duševní a napomáhá rozvoji nejen člověka, ale především přispívá k rozvoji celé společnosti (Zvonař, 2011). V první řadě si připomeneme definice PA, na kterou je možno nahlížet různorodě.

PA je charakterizována jako komplex lidského jednání, jež je uskutečňováno pomocí kosterní soustavy, který vede ke zvýšení výdeje energie nad klidovou úroveň metabolismu (Caspersen et. al., 1985, Frömel et al. (1999). Autoři Frömel et al. (1999) dále rozlišují jako habituální, intencionální, neorganizovanou a organizovanou PA. Habituální PA popisuje základní pohyb člověka vykonávaný při každodenních činnostech. Intencionální (cílená) PA je uskutečněna pomocí tělesných cvičení, které jsou záměrně, dopředu naplánované a cílené ke splnění pohybových úkolů. Rozdílem mezi organizovanou a neorganizovanou PA je přítomnost či nepřítomnost dozoru trenéra, či učitele.

Pro vytvoření PA je za potřebí, jak fyzického, tak i fyziologického hlediska, které zapříčiní vynaložení energie pro vznik samotného pohybu. Fyziologická činnost je důsledkem vzniku energie, která je nezbytná pro vytvoření svalové práce (Cuberek, 2017).

Význam pojmu PA je odvozen z koncepce PA dle WHO (2003), kdy je PA definována jako „jakákoliv aktivita způsobená kosterním svalstvem zapříčiňující zvýšení tepové a dechové frekvence.“

PA je dále uváděna, jako druh tělesného pohybu člověka, charakteristického vlastními vnitřními determinanty (fyziologickými, psychickými, nervosvalovou koordinací, požadavky na svalovou zdatnost, intenzitou apod.) i vnější podobou pohybu, vykonávaného hybnou soustavou při vyšší kalorické spotřebě, tj. při energetickém výdeji vyšším než při stavu člověka v klidovém metabolismu (Dobry et al., 2009).

V evropském pojetí je PA charakterizována v dokumentu Pokyny Evropské Unie pro pohybovou aktivitu (2008, 3) vydanou Evropskou komisí jako „jakýkoliv tělesný pohyb spojený se svalovou kontrakcí, která zvyšuje výdej energie nad klidovou úroveň“.

PA zahrnuje všechny spojitosti fyzické aktivity, tj. volnočasovou fyzickou aktivitu, sportem všeobecně, aktivitu v zaměstnání, v domácnosti nebo v její blízkosti, fyzickou aktivitu spojenou s dopravou, vykonávanou cíleně, pro zvýšení fyzické zdatnosti v rámci fitness programů či pro zdravotní účely. PA není pouze spojená s vykonáváním sportovní činnosti, ale je spojována s jakýmkoliv tělesným pohybem. Pojem sport se řadí jako jeho podskupina. Člověk při vykonávání PA v průběhu dne spotřebuje velké množství energetického výdeje. Denní energetická spotřeba člověka je součtem vlastní pohybové aktivity, bazálního (základního) metabolismu a vyčerpaná energie v důsledku trávení potravy (Dishman et al., 2004).

Jako nástrojem pro rozvoj zdravého životního stylu jedince během jeho fyziologického vývoje byla určena PA. Ta vede k přizpůsobení člověka v extrémních situacích a napomáhá k žítí a přežití. Ustálená PA přispívá k rozvoji zdraví a k následné předcházení vzniku zdravotních problémů. Pomáhá k zamezení výskytu civilizačních chorob a zamezuje vzniku celosvětové problematice novodobé doby – hypokineze (Sigmund & Sigmundová, 2011).

Autor Hendl et al. (2011) vysvětluje rozdíl mezi PA, sportovní PA, pohybovou aktivností či pohybovou nedostatečností. PA je popisována jako druh nebo druhy pohybu člověka, které jsou výsledkem svalové práce provázené zvýšením energetického výdeje, charakterizované svébytnými vnitřními determinantami a vnější podobou. Záměrem sportovní PA je cílenost na konkrétní organizovanou aktivitu, která je z pravidla vedena trenérem směřující k vytyčenému cíli, přičemž je za potřebí určité vybavení a pohyb lze kvantifikovat.

Ve spojitosti s PA se lze v české literatuře setkat s termíny pohybový akt a pohybová aktivnost. Pohybový akt je vysvětlován, jako jednotlivá pohybová činnost či propojenost pohybů, které jsou nezbytné pro provedení pohybového úkonu. Souhrnem všech pohybových úkonů v rozsahu daného časového období je označována pohybová aktivnost. Příkladem aktivita během celého dne, rozdělena do týdnů či měsíců (Hendl & Dobrý, 2011), (Měkota & Cuberek, 2007).

Dalším termínem spojující s PA je pohybová aktivnost. Tento termín v českém prostředí není jednoznačně definován. Podle autorů se jedná o komplexní pohybovou záležitost vycházející z bazálních, zdravě prospěšných pohybových aktivit v rozmezích určitých bloků, tzn. aktivity strukturované i nestrukturované, které se odehrávají v určitém časovém úseku. (Hendl, 2011), (Stacková, 2010).

Existuje celá řada členění PA, podle nichž lze danou aktivitu zařadit do určité skupiny.

Tabulka 1. Sigmundová a Sigmund (2015) charakterizují například PA člení na základě osmi aspektů do celkem 20 kategorií.

Aspekt	Druh pohybové aktivity
Cíl pohybové aktivity	Sportovní X rekreační X zdravotní
Pravidelnost	Pravidelná x nepravidelná
Socializace	Individuální X skupinová
Záměrnost	Organizovaná X neorganizovaná
Řízenost	Intencionální X spontánní
Denní režim	Volnočasový X pracovní X školní X mimoškolní
Etapa života	PA dětí X mládeže X dospělých X seniorů X celoživotní

Další kritéria pro rozdělení PA můžeme najít ve fyziologii, kdy měřením spotřeby kyslíku a tepové frekvence, lze PA rozdělit na aerobní a anaerobní. Anaerobní PA je taková, kdy svaly je dodávána energie na základně mechanismu anaerobního metabolismu (probíhá bez přístupu kyslíku). Děj vzniká při podání vysokého výkonů v krátkém časovém úseku, docházející k vyčerpání zásob kyslíku v tele a tím vzniku kyslíkového dluhu. Příkladem může být kruhový trénink vysoké intenzity, tabata, crossfit. Mezi hlavní přínosy anaerobní aktivity se řadí zlepšení koordinace těla, posílení šlach a vazů, pozitivní vliv stavu kostní hmoty (Stejskal, 2004). Aerobní PA taková, kdy aktivita pracujících svalů a energetický metabolismus svalové buňky se uskutečňuje za přítomnosti kyslíku, kdy se aktivují velké svalové skupiny, pohyb je rytmického a cyklického charakteru při střední až mírné intenzitě zatížení. Systém aerobního tréninku nabízí různé formy cvičení, včetně mnoha populárních sportů, jež mají jedno společné: vedou k tvrdé práci, vyžadující velkou spotřebu kyslíku. A to je podstata aerobních cvičení. (Cooper, 1983). Jedná se například o

aktivity typu běh, chůze, plavání, spinning. Mezi hlavní benefity aerobního tréninku je pokles procenta tělesného tuku, prevence onemocnění srdce a krevních oběhu, pokles vzniku osteoporózy, snížení krevního tlaku (Stejskal, 2004).

Mezi PA je zařazováno i tělesné cvičení. Tělesná cvičení lze vysvětlit jako sled opakujících, naplánovaných a strukturovaných pohybových úkonů člověka. Tělesná cvičení jsou rozdělována na izometrické, izotonické a izokinetické.

Statické izometrická cvičení jsou charakterizována kontrakcí svalu, při které nedochází k pohybu, či změně délky svalu, ale napětí. Pohyb představuje statické posturální zatížení, projevující se v silovém tréninku. Cvičení zvyšuje především sílu, nikoliv pohyblivost, či vytrvalost. Význam izometrické kontrakce je především komplexnost, bezpečnost provedení, rozvoj absolutní síly během cvičení, které lze provádět v podstatě kdekoliv (Bursová, 2005).

Cvičení v kombinaci síly, vytrvalosti a zisku svalové hmoty je uváděno cvičení izotonické (dynamické). Principem je pohyb těžkými předměty, přičemž sílu vyvíjí jedním směrem. Izotonická cvičení jsou převážně sportovního a tréninkového typu. Význam je ve smyslu rozvoje kondice a koordinace využívaných svalových skupin (Bursová, 2005).

Izokinetické cvičení buduje nárůst svalové hmoty i na vytrvalost. Charakteristikou je nárůst síly na základě odporu, je která rozprostřena do různých směrů a tím vytvoření k maximálnímu zatížení aktivních svalů po celou dobu pohybu. Specifičnost vytvoření pohybu je založená na nutnosti využití posilovacích stojů (Marcus et al., 2010).

V souvislosti s PA se lze setkat v rámci obecných doporučení plnění PA, které předkládá Světová zdravotnická organizace (WHO, 2011), jež vychází z globálního doporučení fyzické aktivity pro zdraví (WHO, 2010). Dokument je zaměřen na prevenci nepřenositelných chorob prostřednictvím fyzické aktivity, kde se doporučení člení pro 3 věkové skupiny rozdělení podle věku: 5–17 let, 18–64 let a 65 a více let. WHO popisuje postupy k přípravě globálních doporučení týkajících se tělesných aktivit pro zdraví PA. Poukazuje na vyhledávání, hromadění a vedení vědeckých studií, výsledků zaměřené a na dané věkové kategorie týkající se onemocnění jako je rakovina, kardiorespirační, metabolické choroby a onemocnění pohybového aparátu. Sepsat postupu pro vytvoření daného doporučení a vytvořit tým odborníků z vědomostí týkající se zdraví a politiky.

### 2.1.1 Význam pohybové aktivity

Mezi hlavní význam PA se řadí hledisko zdravotní. Pravidelný pohyb přispívá ke správnému růstu, vývoji organismu. Nezbytnou úlohu PA hraje ve vývoji dětí, kdy dochází růstu a osifikaci kostí, pevnosti šlach a kloubních vazů (Nováková, 2012).

Ukazuje se, že PA představuje velké množství benefitů projevujících se během celého života jedince. Podle dokumentu Activity Guidelines for Americans (2012) lze současné poznatky o zdravotních benefitech PA rozdělit do tří skupin:

1. silný stupeň průkaznosti,
2. střední stupeň průkaznosti
3. nízký stupeň průkaznosti.

Mezi podstatné zdravotní benefity se silnou průkazností, které spadají do období dětství a dospívání, patří za prvé rozvoj kardiovaskulární a svalové schopnosti, zvýšení hustoty a pevnosti kostních tkání a dále zlepšená funkčnost metabolického systému. V období staršího věku je to oddálení smrti, pokles vzniku ischemické choroby srdeční, prevence nadváhy, prevence vysokého krevního tlaku, prevence rizika poškození kloubů (tím prevence pádů) a velké škála dalších faktorů zlepšující celkový zdravotní a psychická stav seniorů. Do středního stupně zdravotních benefitů ve dospělosti a stáří je především pokles deprese, zvýšení hustoty kostní tkáně, snížení potencionálního vzniku rakoviny, zlomeniny krčku a celkově zlepšená kvalita spánku. Benefity PA jsou zjevné v každém věkovém období. Nehraje zde role pohlaví, rasa, hmotnost či zařazení do etnické skupiny lidí. Kvalita zdraví se zlepšuje nejen u zdravých lidí, ale pokroky a zlepšení lze zaznamenat i u osob handicapovaných či chronicky nemocných.

Pravidelná pohybová aktivita zpevňuje kloubní aparát, zlepšuje stabilitu kloubů během PA, dodává vyšší pružnost kloubních vazů, zvyšuje svalovou sílu a klidové napětí svalu (Sigmundová a Sigmund, 2015). Převážně o stabilitě kloubu se pojednává ve zdravotnictví na základě prevence či vzniklých zranění a následné rekonvalescence.

Autor Honová (2013) pojednává o stabilizaci kolenního kloubu při zranění křížového vazů. Stabilizace kloubu je spojena s centrovaným postavením kloubu. Jedná se o postavení kloubních ploch odpovídající ideálnímu statickému zatížení, které rovnoměrně rozkládá tlak na kloubní plochy. Pro vytvoření lepší stabilizační funkce svalů je ve zdravotnictví využívána metoda cvičení s TRX. O dalších výhodách cvičení na TRX se bude pojednávat níže.



Dalšími benefity PA se řadí psychologický a sociální aspekt. Psychologie a PA se v literatuře spojuje s termínem psychohygiena, kdy pravidelné cvičení přispívá ke snížení stresu a zvýšení pozitivního myšlení. PA poskytuje velkou řadu sociálních interakcí, na základě sportovního zařazení a jeho společenským a kulturním zázemím (Slepička et al., 2009).

Aby PA byla ku prospěchu zdraví, měla by probíhat několikrát týdně po určitou dobu. Světová zdravotnická organizace (WHO, 2010) doporučuje množství PA, přičemž pracuje se třemi věkovými kategoriemi: 5–17 let, 18–64 let a 65 a více let. Zdůrazňuje, že doporučení se týkají především zdravých osob a osob, které nemají onemocnění pohybové soustavy. U ostatních doporučuje konzultaci s lékařem.

- 5-17 let

Děti a mladiství ve věku 5–17 let by měli denně hromadit alespoň 60 minut tělesné aktivity s intenzivní až intenzivní intenzitou. Množství fyzické aktivity větší než 60 minut poskytuje další zdravotní výhody. Většina denní fyzické aktivity by měla být aerobní. Měly by být zavedeny aktivity intenzivní intenzity, včetně těch, které posilují svaly a kosti, nejméně 3krát týdně.

- 18-65 let

Dospělí ve věku 18–64 let by měli v průběhu týdne vykonávat aerobní fyzickou aktivitu s mírnou intenzitou nejméně 150 minut, nebo alespoň 75 minut intenzivní aerobní fyzické aktivity s intenzivní intenzitou po celý týden nebo stejnou aktivitu střední a intenzivní intenzity zatížení. Aerobní aktivita by měla být prováděna po dobu nejméně 10 minut. Pro další zdravotní přínosy by dospělí měli zvýšit svou aerobní fyzickou aktivitu s mírnou intenzitou na 300 minut týdně, nebo se zapojit do 150 minut intenzivní aerobní fyzické aktivity za týden. Svalové posilovací aktivity by měly být prováděny za účasti velkých svalových skupin na 2 nebo více dní v týdnu.

- 65 a více let

Věková kategorii 65 + se sníženou pohyblivostí je doporučena PA především jako prevence vzniků pádů, a proto cvičení zaměřit na rovnováhu. Množství PA by měl být, stejné jak u předchozí kategorie tedy 150 minut týdně. Výkon může být, ale ovlivněn zdravotním stavem jedince, který aktivnost přizpůsobuje daným možnostem. („Global Recommendations“, 2010).

Sigmund a Sigmundová (2011) uvádí, že posouzení úroveň PA lze stanovit podle jejich FITT charakteristik – frekvence, intenzita, typ a trvání PA. Obrázek (1) charakterizuje doporučení PA pro věkovou skupinu adolescentů ve věku 11–18 let.

	<i>FITT charakteristiky</i>		<i>Denní počet kroků</i>
➤	<b>Pohybová aktivita alespoň střední intenzity po dobu minimálně 60 minut denně.</b>		
➤	Pohybová aktivita <b>střední intenzity</b> nebo <b>chůze nejméně 30 minut alespoň 5× týdně.</b>		V převažujícím počtu dnů v týdnu by měl dosahovat <b>11 000 kroků u děvčat</b> <b>13 000 kroků u chlapců.</b>
➤	Pohybová aktivita <b>vysoké intenzity</b> , podporující rozvoj a udržení kardiorepirační zdatnosti, <b>nejméně 20 minut alespoň 3× týdně.</b>	➤	
➤	<b>Kombinace</b> předchozích doporučení pro PA vysoké nebo střední intenzity s možností rozložení času do <b>10minutových</b> i delších úseků v rámci celého dne.		
<i>Další doporučení</i>			
➤	<b>Podporovat pohybově aktivní</b> (pěší a cyklistický) <b>transport</b> adolescentů do školy a ze školy, zájmových organizací, klubů a dalších volnočasových aktivit.		
➤	<b>Specializovanou sportovní přípravu</b> lze u adolescentů uplatňovat při kontinuálním zachování jejich dalšího <b>všestranného pohybového rozvoje.</b>		
➤	Zvýšit podíl adolescentů, kteří jsou alespoň <b>3× týdně</b> zapojeni do <b>organizované pohybové aktivity</b> (zahrnující vyučovací jednotky tělesné výchovy).		
➤	Zvýšit podíl adolescentů, kteří ve <b>vyučovací jednotce tělesné výchovy</b> stráví <b>alespoň 50 % času</b> při pohybové aktivitě <b>střední až vysoké intenzity.</b>		
➤	<b>Nepřetržitě</b> sledování televize či monitoru počítače by nemělo překročit <b>2 hodiny denně.</b>		

Obrázek 1. Doporučení k provádění pohybové aktivity pro 11–18leté adolescenty (Sigmund a Sigmundová, 2011)

### 2.1.1.1 Pohybová inaktivita

Z anglického překladu pohybová inaktivita má význam sedavého chování nebo také pohybovou nečinnost. Není tedy jednotné, jak určit tuto problematiku. V minulosti pojmy sedavé chování a pohybová inaktivita byly popisovány ekvivalentními termíny. Význam znamenal určité lidské chování (krom spánku), jež dementně nezvyšuje energetický výdej nad klidovou úroveň metabolismu. V převodu na MET, kdy hodnoty odpovídají intenzitě zatížení, je míněno zatížení maximálně 2 MET. To znamená, že během dané aktivity byl výdej energie 2x vyšší než v nečinnosti (Sigmund et al., 2002)

V současnosti se pojmy pohybová inaktivita a sedavé chování rozcházejí. Charakterem nedosažení dostatečné PA v intenzitě střední až intenzivní je popisována pohybová inaktivita, ve smyslu nesplnění specifických doporučí týkající se pohybové aktivity (Tremblay et al., 2010). Sedavé chování je chápáno ve smyslu nadměrného sezení, polehávání, s minimálním úsilím, kdy energetický výdej (intenzita) nepřesahuje hodnotu 1,5 MET (Tremblay, Colley, Saunders, Healy, & Owen, 2010).

Pojem pohybová inaktivita neboli pohybová nedostatečnost je následkem malého množství denní aktivity a nedostatek či absence strukturované PA (Dobry et al., 2009), či nedostatek opakující a přiměřené PA (Měkota & Cuberek 2007). Termín je rovněž uváděn v souvislosti s nezájmem v pravidelné PA mimo každodenní činnosti (Frömel, Novosad & Svozil, 1999).

Fyzická inaktivita byla identifikována jako čtvrtý hlavní rizikový faktor globální úmrtnosti (6 % úmrtí na celém světě). Faktor nečinnosti zapříčiňuje vysoký krevní tlak (13 %), užívání tabáku (9 %) a vysoká hladina glukózy v krvi (6 %). Nadváha a obezita jsou zodpovědné za 5 % celosvětové úmrtnosti. Je prokázáno, že fyzikální inaktivita je hlavní příčinou přibližně 21–25 % zátěže karcinomu prsu a tlustého střeva, 27 % diabetu a přibližně 30% zátěže ischemické choroby srdeční. Přenosné nemoci v současnosti tvoří téměř polovinu celkové globální zátěže nemocí („Global Recommendations“, 2010).

Moderní doma a rostoucí životní úroveň má za následek prohloubení inaktivity. V minulosti bylo běžné mít pravidelnou PA v podobě denních běžných povinností, či pracovního zabezpečení. Moderní doba, aniž bychom si uvědomovali, podporuje růst inaktivity víc a víc. Tento dopad je následkem využívání moderních technologií v pracovním a mimopracovním čase. Přesun z místa do místa je za pomoci auto či dopravních prostředků, oproti chůzi pěšky či jízdě na kole. Za pomoci jezdcích schodů a výtahů se dostáváme do vyšších pater, místo toho abych využili běžné schodiště. Fyzická námaha postupně mizí a tím i úroveň PA v průběhu každodenního života. Oproti minulosti, kdy děti svůj volný čas trávily v pohybu v přírodě, v dnešní době dávají přednost technologií, jako jsou počítače, mobilní telefony či pasivnímu sezení a sledování televize. To vše přispívá k fyzické nečinnosti a zvyšování celosvětovému poklesu PA (Hills & Byrne, 2006).

PA zaměřující se jak na americkou, tak evropskou dospělou populaci nedosahuje zdravotní normy pro provozování/realizaci PA. Priorita národní vlády je podpora aktivního životního stylu. Jeden ze způsobů, jak podporovat PA je intervence zaměřená na

individuální chování či změny. Cílem intervence zaměřující se na životní styl je podpora populace k automatickému zařazování PA do každodenních činností (Seghers, 2014).

## **2.2 Trendy v oblasti pohybové aktivity**

V současné době na vzniku a uskutečnění pohybových a fitness programů participuje řada odborníků v oblasti sportu, lékařství, sportovní psychologie, vzdělání (učitelé, trenéři, instruktoři, atd). Mají za cíl podporovat růst PA ve škole díky tvorbě pohybových projektů, diskuzí či začleňování problematiky do hlavních výukových předmětů. Podporovat růst činností ve volném čase, v rodinném zázemí zaměřující na podporu aktivního zdraví. Dále propagovat intervenční pohybové programy v behaviorální sféře týkající se zvyšování a trvalé adherence (Stacková, 2010).

Obecně intervenční pohybové programy mají za cíl navyšovat PA ve vzdělávacích institucích jako je škola, mimoškolní aktivity, v oblasti sportu a sociální sféře. Intervence jako samostatný pojem představuje vnější zásah do nějakého procesu za účelem jej ovlivnit, změnit. Tento pojem je velmi často spojen s pohybovou aktivitou. Intervenční programy jsou zaměřené buď jako prevence nebo jako cílené projekty na podporu zdraví. Jeden z druhů intervenčních programů je navržen jako dopad současné intervence na zdravotní intervenční prostředek zdravotních zařízení pro boj proto obezitě dětí (Serra-Paya, et al., 2013). Objasňování trendů v nestrannosti monitorované PA na úrovni tělesné hmotnosti, poskytují širší přehled do životního způsobu dětí a napomáhají vzniku intervenčních programů na podporu PA (Sigmund et al., 2016)

Podporu růstu PA ve školním prostředí je spjata se školní PA. Machová a Kubátová (2009) řeší, že běžná dotace tělesné výchovy, které je 2 až 3 hodiny týdně nezabezpečuje celkový rozsah PA. Popisují, že nejen hodiny tělesné výchovy, ale celkový režim školy by měl vycházet z požadavků na zdravotně orientovanou zdatnost žáků (Machová & Kubátová, 2009).

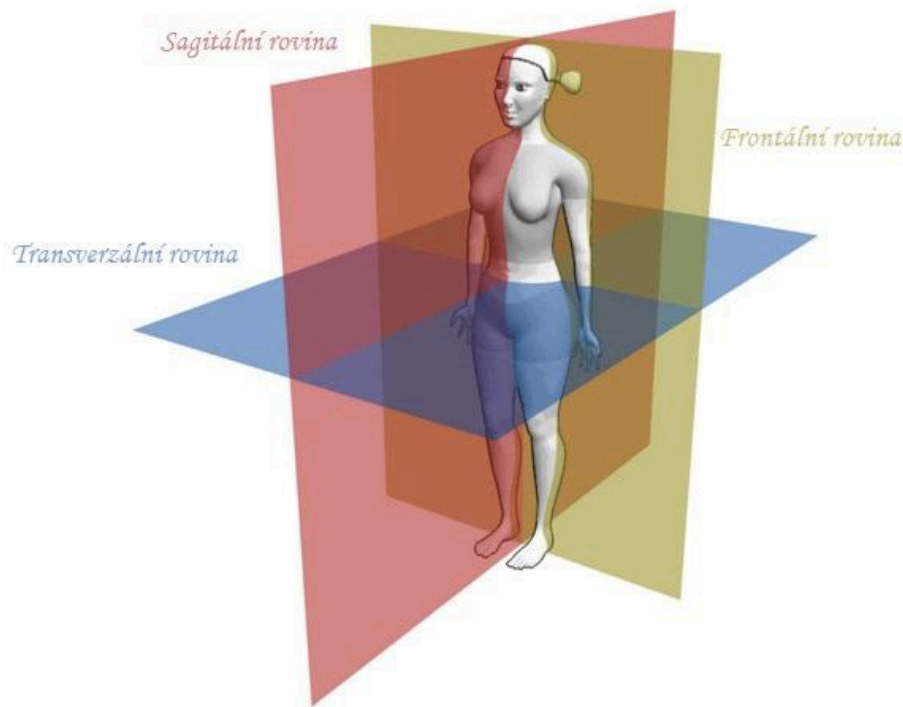
Hlavními představiteli v současnosti podílející se na rozvoji pohybových programů k výchově ke sportu, jsou učitelé TV, sportovní instruktoři, trenéři mládeže a volnočasoví pedagogové. V České republice je školní PA několik let v procesu změny stejně jako i další předměty školního kurikula zaměřující se na zvýšení kvality vzdělávání. Oproti minulosti, kdy si mládež vytvářela samovolně PA hraním v přírodě, se v posledních letech

stala trendem mimoškolní PA. Děti navštěvující pohybové, sportovně vzdělávacích centra či kluby (Vlček a Mužík 2012). Jak děti, tak dospělí vyhledávají častěji pohybová centra.

Návštěvnost pohybových center se v poslední době stalo velkým trendem. V nedávné době provedla americká škola zaměřující se na sportovní medicínu (American College of Sports Medicine – ACSM) průzkum mezi tisíci profesionálů v oblasti PA prostřednictvím digitálního dotazníku, za cíl zjistit předpovědi o potenciálních trendech v oblasti PA a zdraví. Na základě výsledků byla v roce 2019 uvedeno v magazínu ACSM's Kondice a Zdraví 10 nejlepších pohybových trendů. Prvním trendem na základě moderní doby a mnoha různými značkami a modely na trhu se uvádí využitelnost technologií, jež je možnost nosit během PA. Pomocí těchto monitorovacích technologií populace snadněji může dosáhnout cílů v oblasti PA. I když pohybové programy pro skupinové cvičení nejsou novým konceptem pro rekreační aktivity, tak principem skupinová cvičení pro zvýšení motivace klientů, se řadí mezi další trendy v oblasti PA. Intervalový trénink s vysokou intenzitou (HIIT) se řadí mezi prvními třemi trendy. ACSM popisuje typický trénink HIIT jako krátké intervaly cvičení následované krátkým časem odpočinku. ACSM popisuje, že profesionálové v oblasti PA varují před potenciálně zvýšením úrazů na základě tréninku s vysokou intenzitou. I přes to tato forma cvičení je stále populární v tělocvičnách po celém světě. Podle amerického sčítání lidu tvoří populační ročníky (ve věku od 52 do 70 let) 74 milionů z celkové populace v USA, což je o něco méně než počet tisíc let. To znamená, že celosvětově roste počet této věkové kategorie a navržení pohybových programů je nedílnou součástí trendů nové doby. Cvičení prostřednictvím vlastní tělesné hmotnosti je velmi propagujícím trendem v oblasti PA. Jedná se o cenově výhodný způsob, jak ukázat populaci vhodné cvičení, aniž byste museli kupovat vybavu do posilovny. Navíc umožňuje klientům aplikovat dovednosti, které se naučili doma. TO souvisím s dalším trendem vycházející z jógy, jež je cvičení spadající do hluboké historie, ale i nadále odolává zkoušce času a řadí se mezi stále populární. Mezi další trendy se řadí funkční trénink, jež využívá silové cvičení a další pohyby nebo aktivity s cílem zlepšit rovnováhu, koordinaci, sílu a odolnost. Jako příklad, postranní výpady pomáhají zvýšit pohyblivost kyčle. Mezi hlavní trendy rozvoje funkčního cvičení se řadí cvičení na závěsném systému TRX (Paynich, 2019).

Hlavním principem funkčního tréninku využití přesně zaměřené jednoduché cvičení na rozvoj pohybových schopností v oblasti síly, koordinace, rychlosti a vytrvalosti (Jarkovská & Jarkovská, 2009).

Boyle (2010) popisuje funkční trénink jako rovnoměrné a komplexní posilování zlepšující tělesnou a aerobní výkonost, koordinaci, zvyšující objem svalových vláken a přispívá ke rekonvalescenci při obtížích pohybového aparátu. Cílem je vytvoření takových cviků napodobujících denní režim člověka, přispívající ke zlepšení kloubní stability, a především k zapojení stabilizátorů břicha a zad. Benefit cvičení je především rozsah pohybu v rovině čelní, předozadní a příčné, tedy ve všech jeho rovinách



Obrázek 2. Anatomické roviny těla (upraveno dle Bernaciková, Kalichová, & Beránková, 2010)

Pro správné pochopení principu funkčního tréninku Boyle (2010) popisuje porovnání funkčního tréninku a cvičení na izolovaných strojích. Hlavním rozdílem je, že izolované troje (většina z nich) dovolí pohyb pouze v jedné rovině, a to je pro člověka nepřirozené. Izolované cviky posilují pouze danou svalovou skupinu, a ne tělo komplexně. Rozmanitost cvičení je výhodou funkčního tréninku. Pro zvýšení efektivity cviku a rovněž pro zvýšení variability tréninkových stimulů pro vyvolání žádoucích adaptací, prevenci zranění či metabolického tréninkového efektu, se do typu funkčního tréninku zařazují cvičební pomůcky. Běžné užívané pomůcky jsou například fitball, gymball, expandery,

nafukovací míče. Jako novinky funkčního tréninku je zařazováno BOSU®, FLOWIN®, TRX® (Thurgood et al., 2014).

Hlavním propagátorem celkových trendů v oblasti PA je medicína. Celosvětová iniciativa v oblasti zdraví vedená ACSM, vyzývá lékaře primární péče a další poskytovatele zdravotní péče, aby povzbudili své pacienty k tomu, aby se zaměřovali na posilování zdraví a měli snahu kontrolovat svoji fyzickou aktivitu (Paynich, 2019).

Poslední dobou se zabývá zdravotnickými trendy v oblasti pohybové terapie u metabolického kardiovaskulárního syndromu. Jako ideální se ukazuje kombinované aerobní cvičení s kombinací cviků silových, s týdenním energetickým výdejem vyšším než 1500 kcal při IZ minimálně 4,5 MET. Preferovány by měly být takové pohybové aktivity, které pacienti mohou uplatňovat během týdne či minimálně ob den v délce trvání 0,5-1 hodinu denně. Mezinárodní magazín dovednosti cvičení v oblasti zdravotnictví zveřejnila metody cvičení na závěsném cvičení TRX, kdy cviky byly primárně vyvinuty pro terapii a rehabilitaci pro aktivaci a zlepšení síly. Podrobnější informace o cvičení pomocí závěsného systému TRX je v následující kapitole (Gaedtke et al., 2015)

### 2.2.1 *Charakteristika cvičení TRX*

Hlavní charakteristikou cvičení na závěsném systému TRX je zapojení všech svalových skupin najednou, aktivace hlubokého stabilizačního systému jež vychází z principu „Core“ cvičení. Z angl. překladu „Core“ znamená jádro (tzv. tělesné jádro člověka). Principem cvičení je tedy posilování vnitřního svalstva (tělesného jádra) a hlubokého stabilizačního systému. Centrum tělesného jádra se nachází v těžišti těla v klidném postoji. (Thurgood & Paternoster, 2014). Odporným názvem je jádro popisováno jako komplex bedro-kyčlo – pánevní (LPHC), páteř hrudní a krční. Tento systém obsahuje přibližně ze 30 svalů. Hlavní funkčnost svalů jádra vytváří vzpřímené postavení a chůzi, kontrolovanost pohybu během pohybového úkonu, účinnost produkce síly, kdy dochází k přenosu energie z velkých svalových skupin na malé, ochrana páteře a vnitřních orgánů. (Cacek & Hubníková, 2008).

Mezi hlavní svaly svalového systému „Core“ se řadí musculus abdominis (M. rectus abdominis, M. transversus abdominis, M. obliquus internus abdominis, M. obliquus externus abdominis), M. guteus maximus, medius a minimus, svaly M. iliopsoas, mezi

další svaly patří M. piriformis a M. sartorius, dále M. erector spinae, svaly hemstringu, M. diaphragma pelvis a Diaphragma (Cacek et al., 2008).

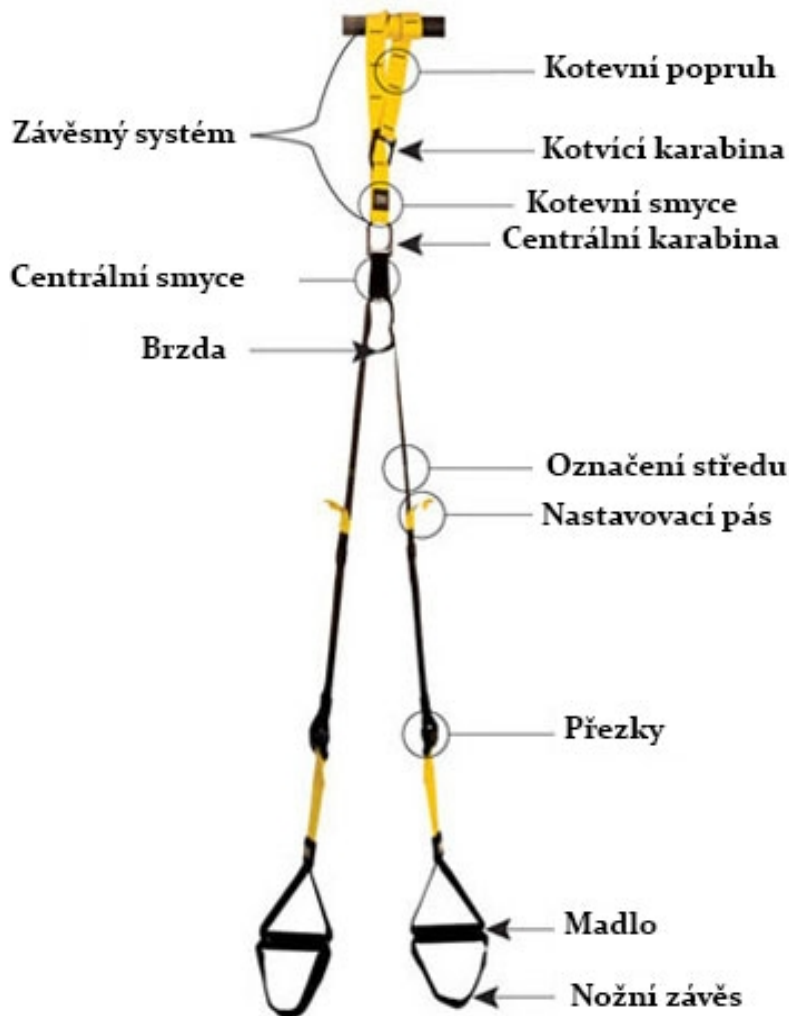
Jedná se o cvičení obsahující provázaný komplex svalů posilující hluboký stabilizační systém páteře, který propojen svaly povrchovými. Hluboký stabilizační systém páteře je nezbytný pro činnost základních biologických funkcí každodenního života. Pozitivně působí na krevní tlak, který zachovává správnou funkci vnitřních orgánů, pomáhá k vydechování vzduchu z plic odvádějící odpadní látky z těla ven (Thurgood & Paternoster, 2014). Cviky nejsou cílené pro vývoj v podstatě izolovaných svalů, ale zaměřující na rozvoj v oblasti funkční způsobilosti a komplexního cvičení využitelné, jak v běžném životě (aktivace obranných mechanismů během nečekané fyzické náročnosti), tak v jednotlivých sportovních oblastech (Křištofič, 2007).

Během cvičení středu těla je nezbytné sledovat a rozdělovat dva aspekty. První je stabilita středu těla a druhý síla svalů středu těla. Podstatou stability středu těla je nehybnost bederní části páteře, která je během cvičení v neutrální poloze a podstatnou funkcí je aktivace břišního svalstva a hlubokých stabilizátorů. Oproti zvyšování svalové síly, kdy podstatou je pohyb bederní páteře, které aktivují jak břišní svalstvo, tak hluboké stabilizátory. Posílení středu těla přispívá ke zlepšení síly, výdrže a harmonii těla během prováděných cviků (Ellsworth et al., 2014). Jak to bylo u funkčního tréninku, tak i core trénink pro prohloubení účinnosti cviku využívá balančních pomůcek. Hlavním principem balančních pomůcek je nestabilita, která aktivuje zapojení velkého množství svalů přispívající ke stabilitě a rovnováze. Do balančních pomůcek spadá BOSU®, fitball, Flovin®, Overball a již zmiňované TRX®, které hraje podstatnou úlohu v naší práci (Cacek & Bubníková, 2008).

Podle oficiálních stránek <https://www.trxtraining.com/> (2005) je TRX popisováno jako Total Body Resistance Exercise přeloženo jako cviky pro zatížení celého těla pomocí závěsného systému, což je labilní závěsný systém textilních popruhů (popř. lan). Jedná se o cvičební pomůcku, díky níž lze realizovat různé druhy cviků, které využívají vlastní váhy těla. Počátky vzniku TRX jsou popisovány v odborném magazínu American Fitness (2011), kdy Randy Hetrick během čtrnáctiletého vojenského výcviku a role velitele u námořnictva SEAL, za pomoci dvou popruhů padákových lan ručně spojených do sebe a gumových nástrojů na opravu lodi vytvořil v roce 2004 prvotní vzor závěsného systému TRX. Náročnost misí a ztížené podmínky na lodi bez základních cvičebních pomůcek vedlo k vytvoření náčiní, které by splňovalo parametry pro rozvoj kondice a funkčního tréninku ve všech rovinách. Do konečné podoby současného TRX závěsného systému



Randy Hetrick promítl zkušenosti z vojensko-námořnického SEAL týmu, bojového umění a tréninku elitních sportovců. V roce 2006 uvádí na trh první kurz "závěsného tréninku" určený výhradně pro trenéry. Tím se zkušenost TRX začíná šířit do tělocvičen a fitness zařízení. Rok 2007 přinesl první prodej na mezinárodním trhu (Dawes, 2017).



Obrázek 3. TRX Suspension Trainer (dostupné na [www: https://3dfitness.cz](https://3dfitness.cz))

Mezi části závěsného systému TRX se řadí karabina sloužící k ukotvení, závěsný systém, což je přechodový pás umožňující nastavení délky, kotevní a stabilizační smyčka slouží k eliminaci prověšení TRX, dále nastavovací popruhy, kdy spolu s přezkami slouží k vytvoření optimální délky popruhů pro daný cvik. Varianty jsou krátká, střední a dlouhá délka TRX, rukojeti jsou místem úchopu popruhů TRX adaptér na nohy, jehož pomocí lze ukotvit nohy v pozici stoje nebo lehu.

Během cvičení na TRX dochází k posílení, jak cílené svalové partie, tak zároveň k aktivaci antagonistů, agonistů a synergistů. Jedná se o cvičení komplexní, jelikož jednotlivé cviky podmiňují aktivaci hlubokého stabilizačního systému, posílení posturálního svalstva, cílené stability a synchronizaci jednotlivých svalových skupin vedoucí ke správnému zapojování do pohybových stereotypů. Závěsný systém TRX prohlubuje tělesnou sílu díky aktivaci funkčních pohybů a dynamických poloh při cvičení ve stoji, v leže. Obtížnost cvičení se závěsným systémem TRX lze měnit pomocí tří principů. Prvním princip je vektorového zatížení, změna cviku pomocí zvyšování či snižování úhlu těla. Dalším způsobem zvýšení obtížnosti je změna počáteční polohy vůči bodu ukotvení. Třetím princip je stabilita, kdy může dojít ke změně velikosti a polohy výchozího opěrného bodu (Dublina, 2014). Ve spojitosti s obtížností a jmenovanými principy souvisí intenzita cvičení na závěsném systému TRX. Kdy intenzitu prováděného cviku lze zvýšit na základě většího množství opakování, zvýšení zatížení či rychlosti pohybu (Dawes, 2017).

Závěsný systém TRX umožňuje provádění cviků jak statické, nebo dynamické, tak i pasivní, či aktivní povahy pohybu. Cvičení je jednodušší i pro jedince s nižší úrovní trénovanosti, jelikož TRX odlehčuje hmotnost těla cvičícího, je tedy možné pro každého jednotlivce si zvolit úroveň obtížnosti. Na základě odlehčení TRX celkové hmotnosti těla, je možno dosáhnout hlubokého protažení. Cvičení TRX pracuje na principu gravitace a pohybu podmiňující neuromuskulární reakce na změny polohy těla. Pohyby pomocí TRX vytváří sílu a rovnováhu spojující do jednotné dynamické formy, která aktivuje nervový systém a maximalizuje přínos tělesného zatížení. Spojení napětí, kontroly a pružnosti je výsledkem efektivního ovládnutí kloubů uplatňujících ve výkonnostních, tak každodenních činnostech. Příklad může být dynamické protahování na závěsném systému TRX, jehož základem je natahování a povolování svalů při rychle se měnících polohách. Statický způsob je založen na setrvání v dané poloze v časovém horizontu například 30 s. Zapojení způsobu dynamického strečinku před hlavní částí tréninkové jednotky zlepšuje celkovou pohyblivost a má pozitivní dopad na provedení plynulosti cviku (Dawes, 2017).

Během cvičení na závěsném systému TRX by se měly dodržovat zásady cvičení. Zásadní po celou dobu cvičení i během měnících se pozic je napnutí popruhů. Nesmí docházet k prověšení popruhů. Během cvičení by člověk měl mít stálý kontakt se závěsným cvičením a být pokaždé v určitém závěsném tlaku. Vždy dodržovat správné nastavení se stejnou délkou popruhů měnící se během daných typů cviků. Během pohybu

by se TRX nemělo dotýkat ramen a pohyb by měl vždy vycházet ze správného držení těla (Honková 2013).

### *2.2.1.1 Indikace a kontraindikace*

Výhod využívání závěsného systému TRX je celá řada. Ať už se jedná o tréninky profesionálních sportovců, zdravých dospělých, tak i v medicínské oblasti můžeme pozorovat využití TRX, a to především při p ourazov e rehabilitační péči, ale i u rekreačních uživatelů všech věkových skupin. Jelikož se jedná o cvičení s vlastní vahou těla, je cvičení vhodné pro všechny v ekov e kategorie, jelikož nedochází ke zvedan i t ezk ych břemen.

Mezi hlavní indikace cvičení na závěsném systému je prevence zranění, zamezení bolesti zad, stabilizaci páteře, vytvoření funkčního svalstva projevuj ící se ve sportovním výkonu i ka ždodenn im životě. Cvičení se závěsným systémem TRX velmi často zařazuje po úrazových stavech kolenního kloubu v rehabilita c ich (Dawes, 2017).

Stabilizaci kolenního kloubu při poškození předního zk r i en eho vazy s vyu it ím závěsného systému TRX pat ri mezi velmi často vyu ivan e cvi ebn e pomůcky při rehabilitaci. Aby došlo ke stabilizaci kloubu musí být kloub centrovaný. Jedná se o seřizení kloubních ploch aktivuj ící optimální statické zatížení a t ím stejnom rn e roz i ov n i tlaku na kloubní plochy. Jeden z příkladů pro nácvik a stabilizaci kolenního kloubu je cvik d ep a výpad. Obtížnost lze modifikovat s výskokem, pyrometrick ym v yponem  i provedení cviku na jedné noze. Celkov e posilování na závěsném systému je prevence, tak již léčba při vzniklém zranění (Honová 2013). Během cvičení na závěsném systému TRX se mění symetricky obě dolní kon e tiny. Mimo symetrické zatížení vyu iv ame i p ůsoben i tzv. cross-over efektu. To znamená, že izometrická kontrakce m.quadriceps femoris zdrav e kon e tiny aktivuje věži kontrakci stejného svalu na kon e tin e druhé. Navýšení svalové síly m  e být až o 30 % (Munclingrov a, 2003).

Cvičení formou závěsného systému TRX u star  ich dospělých je užitečné, při protahování zkrácených partií, ke kloubní stabilizaci během balančních pozic  i k celkovému zpevnění těla (Dawson-Cook, 2016). Pomocí závěsného systému TRX lze sestavit jednotlivých cviky, na základě, nichž se dosahuje k významnému zvýšení svalové funkce a fyzické výkonnosti. (Cugliari et al., 2017). Mezi dal  i výhody závěsného systému TRX je časová nenáročnost. Klient si m  e zacvičit s trenérem, na skupinové lekci, nebo si m  e zavěsit TRX doma nev azan e na r izen y trénink a vytvořit si trénink samostatn e.

TRX lze modifikovat s dalšími cvičebními pomůckami a tím zvýšit náročnost prováděného cviku. Za pomoci dalších balančních pomůcek již uvedené v kapitole funkční trénink leze.

Kontraindikace při cvičení na TRX závěsném systému v zásadě nejsou. Balanční techniky cviků nejsou doporučovány při akutních bolestech a zánětlivých stavech, úplné ztráty povrchového či hlubokého cití. Jako nevýhodu a následným možným poškozením zdraví při cvičení na závěsném systému TRX může nastat u lidí při nedostatečném zpevnění trupu. Obtížnější či déle trvající cviky většinou nad 30s zaměřené na tělesný střed („core“) mohou přitěžovat bederní páteř. Například cvik ve vzporu ležmo, kdy chodidla jsou zavěšené do adaptéru TRX může docházet k propadnutí bederní páteře a tím ke kontraindikaci zad vedoucí k přetížení a bolesti. Proto je doporučováno zařadit tyto cviky u pokročilých klientů (Jebaví & Zumr, 2014).

### **2.3 Měření pohybové aktivity**

Měření PA a metody pro hodnocení úrovně PA mají vliv na přesnost výsledků, sílu a určení mezních hodnot jednotlivých vědeckých studií (Sigmundová, Sigmund, Hamřík, & Kalman, 2014). Výsledky vědeckých studií se mezi sebou mohou navzájem lišit, na základě aplikovaných metod pro posuzování PA. Určit správnou techniku pro monitorování PA také záleží na typu dané studie (Vander Ploeg et al., 2013) Při monitorování terénní pohybové aktivity je za potřebí všech činností a prostředků napomáhající udržet přesné sledování a analyzování nesouvisející s PA monitorovanou v laboratořích, ale s PA realizovanou v běžných životních podmínkách (Sigmund a Sigmundová, 2011). Mezi metody hodnocení PA se řadí metody sebehodnotící (dotazník, anamnézy) a objektivní metody (akcelerometry, pedometry). Metoda sebehodnocení se využívá při zjišťování úrovně PA dětí, zatímco objektivní metody ukazují pokles PA ve srovnání se sebehodnotícími technikami. Jako dominantní aspekt během monitorování PA, pomocí aplikací neinvazivních přístrojů a sebehodnotících metod, je minimalizovat chyby během vyhodnocování výsledků a dosáhnout nejpřesnější zprávu o úrovni prováděné aktivitě spolu s jejími determinanty (sociální, biologické, environmentální). Výsledky poté aplikovat ve zpracování pro edukačních a zdravotních doporučení. Podrobný přehled základních metod a monitorovacích přístrojů s návazností na seznam výstupů a omezení je popsán obrázkem 4 (Sigmundová & Sigmund, 2015; Sigmund & Sigmundová, 2011).

Metoda	Měření	Výstupy	Aspekt validity
Dvojitě značkováná voda	Produkce CO <sub>2</sub>	Celkový energetický výdej	Validní
Akcelerometr	Akcelerace těla nebo jeho segmentů v jednom či více směrech	Akcelerace Odhad intenzity, frekvence a trvání pohybu	Validní pro energetický výdej při PA v závislosti na typu akcelerometru pro skupinové srovnávání energetického výdeje při PA
Monitory srdeční frekvence	Srdeční frekvence za minutu	Srdeční frekvence, intenzita a trvání středně až vysoce intenzivní PA Odhad energetického výdeje	Validní pro skupinové srovnávání energetického výdeje při PA vyšších intenzit
Kombinované přístroje pro měření srdeční frekvence spolu s akcelerometrem	Akcelerace těla a srdeční frekvence	Akcelerace a srdeční frekvence, aktivní energetický výdej, intenzita, frekvence a trvání pohybové aktivity	Validní pro skupinové srovnávání aktivního energetického výdeje
Krokoměry	Počet kroků	Realizovaný počet kroků Překonaná vzdálenost Odhad energetického výdeje	Validní pro počet kroků NENÍ validní pro hodnocení energetického výdeje v běžných podmínkách
Přímé pozorování	Kategorizace aktivity	Počet úseků (celků) a čas strávený pohybovou aktivitou v různých intenzitách Odhad energetického výdeje pomocí energetického ekvivalentu MET	Validní pro odhad energetického výdeje
Dotazník (self-report)	Četnost různých typů pohybových aktivit a čas strávený jejich realizací. Čas vztahovaný k odlišným doménám pohybové aktivity.	Četnost a čas strávený pohybovými aktivitami různých intenzit Energetický výdej odvozen pomocí energetického ekvivalentu MET daných aktivit a příslušné délky jejich trvání	Validní odlišná validita pro kategorizaci jednotlivců do skupin a pro tvorbu pořadí jednotlivců NENÍ validní pro hodnocení energetického výdeje na individuální úrovni

Obrázek 4. Metody monitorování PA (Sigmundová a Sigmund, 2015, 18)

Veškerou PA lze určovat frekvencí (frequency), intenzitou (intensity), dobou trvání PA (time) a druhem PA (type) (reference). Jedná se tzv. o FIIT charakteristiky (Frömel et al., 1999). Jako základní technikou opírající při hodnocení úrovně PA patří o energetický výdej, jež hraje dominantní úlohu. Za základní jednotku EE je kalorie. (Hills et. al., 2014). Mezi základní způsoby hodnocení PA ve smyslu EE se řadí:

## 1. *Physical activity level*

Jedním způsobu hodnocení EE během PA patří *Physical activity level* (PAL). Z anglického slova je přeložen jako index energetického výdeje, který je spojen s uskutečnění PA. Tento index je spojen s trvání a intenzitou během PA, která je uskutečňována během 24 hodin. Index je odvozen ze vzorce

$$\text{PAL} = \text{TEE} / \text{REE}$$

Kdy PAL představuje index energetického vývoje. TEE je celková (totální) spotřeba energie a REE je popisován jako energetický výdej v klidu během 24 hodin. Tento parametr pro určování přesnosti PA je částečně ovlivňován s příjmem potravy (Cuberek, 2017).

## 2. *Metabolický ekvivalent*

Posuzování PA pro vyjádření EE se také rozděluje na základě intenzity zatížení, kdy hodnotou posuzování bývá vyjádření intenzity zatížení z hodnot klidového metabolismu neboli *metabolického ekvivalentu* (MET). Hodna 1 MET vyjadřuje spotřebu kyslíku v klidu nebo v sedě a uvádí se, že v klidu jeden MET odpovídá spotřebě přibližně 3,5 l kyslíku za jednu minutu na jeden kilogram hmotnosti jedince (Stejskal, 2004).

$$\text{MET} = (3,5 \text{ ml } (\text{O}_2) \cdot \text{min}^{-1}) \times \text{kg}$$

Hodnoty MET se pohybují v závislosti na obtížnosti vykonávaných aktivit v rozmezí od 0,9 MET (během spánku) až po 18,4 MET (po zavodním maratonu) nebo i více. Pohybová aktivita, které odpovídá energetickým nárokům pod 3 MET, je označována jako málo namáhavá, v rozmezí 3 – 4,5 MET jako středně namáhavá, v rozmezí 4,6 – 7 MET jako velmi namáhavá, v rozmezí 7,1 – 9,9 MET jako velmi těžká a na úrovni nad 9,9 MET je označována za vyčerpávající PA. Popisované hodnoty jsou pouze přibližné, může tedy docházet k nejasnostem (Marcus & Forsyth, 2010). Obrázek (5) ukazuje hodnoty vyjádřené prostřednictvím MET během odlišné PA člověka.

Činnost	MET
Zdravotní sestra	3,4
Malíř pokojů	4,1
Zemědělec (tradiční zemědělství)	5,9
Kopáč	6,2
Obsluha pecí	7,4
Zamětaní, vaření, mytí nádobí	2,9
Čištění oken, leštění podlahy, nákupy	3,7
Klepání koberce, leštění nábytku	4,5
Volné společenské tance	4,1
Lidové a moderní tance	6,5
Sběr lesních plodů	2,5
Hrabání listí	3,9
Práce s motorovou pilou	4,4
Rytí, okopávání	5,0
Štípání dřeva	6,7
Řezání ruční pilou	7,8
Chůze rychlostí 5 km/hod po rovině	4,1
Chůze rychlostí 5 km/hod do kopce	8,0
Běh rychlostí 8 km/hod po rovině	7,3
Jízda na horském kole po rovině 21 km/hod	8,2
Tenis rekreační čtyřhra	5,5
Tenis rekreační dvouhra	8,6
Lyžařská turistika	6,5
Aerobik	5,6
Golf	3,1
Horolezectví	7,4

Obrázek 5. Hodnoty PA vyjádřené v MET (Stejskal, 2004, 23)

Prostřednictvím MET je možno vyjádřit PA na základě (FITT), což je frekvence, intenzita, dobou trvání a druh pohybové činnosti (Frömel et al., 1999).

Moje práce je zaměřena na odhad surových dat z akcelerometru. Pro odhad MET vzniklým prostřednictvím akcelerometrie se využívají různé rovnice pro výpočet. Jenou z možností jsou rovnice vycházející ze surových dat z akcelerometru později popisováno jako ACM) nebo z nich odvozených parametrů tzv. *count*. O této problematice se bude hlouběji hovořit v kapitole měření PA.

### 3. Spotřeba kyslíku a srdeční frekvence

Jako další základní především fyziologické parametry prostřednictvím PA se řadí spotřeba kyslíku ( $VO_2$ ) a srdeční frekvence. Tyto dvě hodnoty postihují fyziologickou odezvu organismu na základě zátěže, který je vzniklá prostřednictvím PA. Přímé hodnoty

měření srdeční frekvence ukazuje EKG a nepřímé hodnoty můžou být naměřeny palpačně (Korvas & Zahradník, 2012).

Mezi základní objektivní metody posuzování PA je monitoring prostřednictvím srdeční frekvence, metoda sebehodnocení na základě dotazníku a přístroj akcelerometr. Následující kapitola popisuje detailnější vysvětlení přístroje. K monitorování PA je možno použít následující přístroje:

- Krokoměry – určují množství kroků během PA pohybové aktivitě,
- Kardi tachometry – sporttestery – hodnota srdeční frekvence,
- Akcelerometry – k posouzení IZ,
- Přenosné EMG – k hodnocení kvality a způsobu provedení pohybu – řízení pohybové činnosti,
- Dotazníky
- Pozorování, rozhovory a další (Hendl & Dobrý, 2011).

Vzhledem k tématu diplomové práce se dále budeme podrobněji zabývat metodou hodnocení PA pomocí akcelerometrie.

### 2.3.1 *Akcelerometrie*

V této části kapitoly se budeme zabývat akcelerometrií a akcelerometry, kde přístroj Axivity AX3 byl využit pro výzkumný monitoring diplomové práce.

Mezi hlavní objektivních techniky hodnotící akcelerace se řadí akcelerometrie. Technika monitoringu za pomoci senzoru, jež je přístroj vybaven a se nazývá akcelerometr neboli monitor akcelerace (ACM). ACM funguje na principu aktivace snímačů zaznamenávající změny rychlosti pohybu na základě uloženého piezoelektrického krystalu. Krystal umožňuje díky jeho mechanické deformaci transfer zrychlení při PA, pomocí elektrických impulzů, které lze prostřednictvím přepočtové rovnice zahrnující somatické údaje vyjádřit v jednotkách výdeje energie (Máček, Máčková & Smolíková, 2010; Sigmund & Sigmundová, 2011). Přednost přístroje spočívá v objektivnosti záznamů, exaktnosti měření, dostupnosti v terénu, transferu dat vypovídající o IZ, době trvání a frekvenci pohybů. Nevýhodou je vysoká cenová dostupnost limitující širší využitelnost ve



výzkumu (Sigmundová & Sigmund, 2015). Zjednodušeně by se dalo říct, že ACM zaznamenává míru zrychlení (okamžité, nebo průměrné) pohybu těla v prostoru a danou jednotkou je  $m \cdot s^{-2}$  (Chen, 2014). ACM poskytuje údaje, v rozmezí časového horizontu, dané IZ během konané PA, v jaké se momentální testovací osoba nachází a okrajové informace o daném typu PA. (Chen & Bassett, 2005). Jak bude popisováno níže, je možno se setkat s řadou problémů.

Rok 1980 uvádí na trh první akcelometry (ACM) pro monitoring PA. Prvotně jejich užití bylo složitým procesem a validita výsledků nízká (Troiano, McClain, Brychta, & Chen, 2014).

Akcelometrie poskytuje informace o velkém množství druhů pohybů, přes kontrolu posturálních svalů, lokomoci po disbalanci či pád. Technika je aplikována při měření úrovně PA, k rozeznávání a hodnocení PA během testování. Akcelometrie je rozsáhlou metodou poskytující trvalý monitoring lidského pohybu. Monitorovací přístroje a diferenční systém umožňují sjednocený a celkový souhrn informací. Přístroje pro měření akcelometrie není složitou technikou (Chen, 2014).

Detekovaná PA je v závislosti na energetickém výdeji (dále EE), kdy je dána statickou a dynamickou svalovou prací. Dynamická svalová práce je dána změnou organismu nebo daným segmentem těla v gravitačním poli propojující s ACM zaznamenávající zrychlení. Přímá úměra je v souvislosti se zvyšujícím zrychlením a následným energetickým výdejem během dynamické činnosti organismu (Meijer, 1991).

ACM rozpoznává zrychlení v jednom ze třech stávajících, na sebe kolmých rovin (předozadní, mediolaterální a vertikální). V závislosti na počtu se přístroje člení na:

- Jednoosé,
- Dvouosé,
- Tříosé (Chen, 2014, 490-494).

Vyšší technologie reaguje i na pohyb do stran pomocí troj osového ACM. Monitorují intenzitu PA nízké až submaximální. Do přístroje před spuštěním monitoringu se ukládají informace o testované osobě v podobě hmotnosti, výšce a pohlaví.

Freedson (1998) poukazuje na nevýhodu ACM spočívající v nerealizovatelnosti zaznamenání statického (silového) prvku.

Vzájemný vztah je zaznamenán při použití jednobodového ACM při rehabilitaci pacientů s nemocí ischemické choroby srdeční. Tvrdí však, že jedno osový ACM při odhadu EE je limitován umístěním ACM. Obecně se během monitoring zaznamenává

pouze části těla, kde je přístroj připevněn. Naměřené výsledky se tedy odvíjí od typu konané PA (Ekelund, 2002).

I běžné lokomoční pohyby mohou zaznamenávat zkreslené výsledky. Jak je to zřejmé ze studie Bassett et al. (2003), kdy se odlišují výsledky při odhadu EE u běžné chůze, oproti pohybu, kdy se k chůzi dominantně přidávají pohyby horní končetiny.

Sigmund & Sigmundová (2011, 23) dělí akcelerometry pro terénní testování PA podle:

- Parametry snímání pohybu

1. Lineární,
2. Rovinné,
3. Prostorové – nepodminuje nutnost umístění přístroje na těle,

- Rozsahu výsledku

1. Souhrnné,
2. Souhrnné/ průběžné – poskytují podrobnou analýzu PA, která lze porovnat v průběhu školní vyučovací hodiny, volným časem – ve smyslu konané určité tréninkové jednotky či v podobě přestávek mezi vyučováním. Výsledky jsou zaznamenávány do záznamovým archům přizpůsobené monitoringu PA,

- Řízení/ manipulace

1. Ruční,
2. Technologické zpracování (počítač),

- Výstup dat

1. Ihned – díky displeji na přístroji ukazující bezprostřední zpětnou vazbu o průběhu monitorování. Přístroj ale zvětšuje rozměry výsledků.
2. Zpětné.

Jak již bylo řečeno výstup ACM je signál určující akceleraci v jedné, dvou či třech osách pohybu.

Z daného signálu je nejběžnějším výstupními jednotkami odvozen indikátor akcelerace, tzv. *count*, tedy jednotka vyčíslená rovnou ze surových dat (např. index aktivity

– *AI*, Euklidova norma bez jedné – *ENMO*, průměrná odchylka amplitudy – *MAD*) nebo na základě matematických výpočtů zpracovávám pro odhad druhu PA. Detailnějším popisem zpracování dat z ACM se bude zabývat následující kapitola. Výsledky monitoringu poskytují data o délce trvání PA, frekvenci, intenzitě, pomáhají rozpoznat daný druh pohybů, polohy a jejich změnu, druh sedavého chování a hodnotu spánku. Intenzitou PA vysvětluje rozsah uskutečněné akcelerace během jednotky času a díky tomu je PA popsána jako množství získaných *countů* za minutu (Cuberek, 2017).

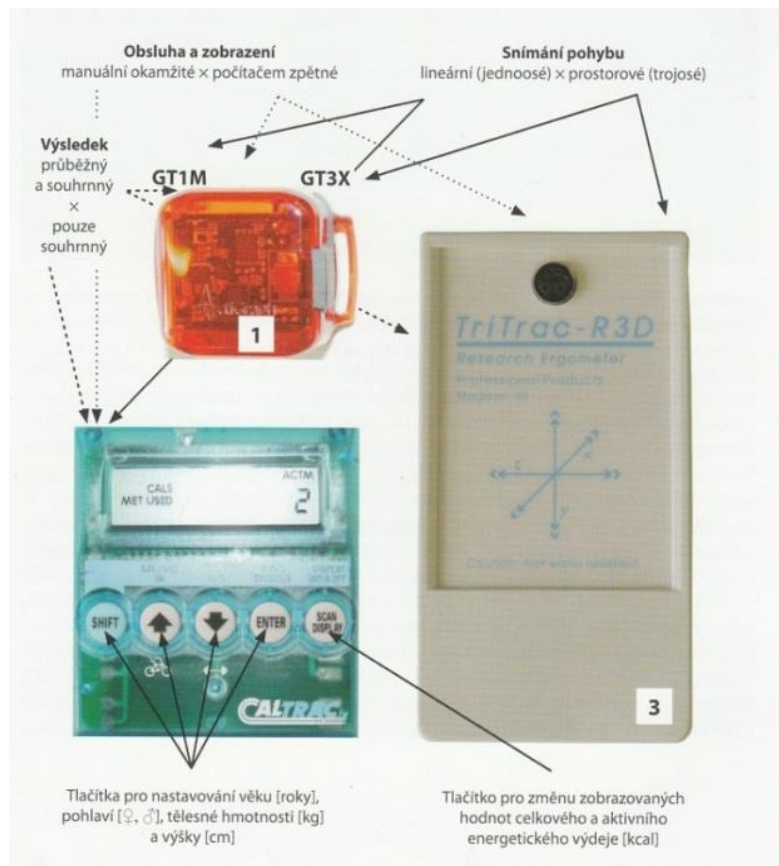
Ve studiích Chen et al. (2005) a Bai et al. (2014) je popsán podrobný popis převedení původního signálu akcelometru na *count*. Výzkum Bai et al. (2014) popisuje tvorbu přeneseného, snadno použitelného a reprodukovatelného začínajícího přístupu, tak aby mohli převést a shrnout relevantní metriky ze surových tříosých dat akcelerometrie. V souvislosti akcelerometrie neboli druhem měření, zaměřen na sledování akcelerace jedince, je zaznamenávána jednotka, jako počet vytvořených *countů* za minutu ( $\text{count} \cdot \text{min}^{-1}$ ). Vždy dané měření akcelerace probíhá na určité frekvenci. Například jeli akcelerace zaznamenávána na frekvenci 60 Hz, znamená to, že v průběhu jedné sekundy přístroj 60krát zareaguje, jaká byla v daném okamžiku akcelerace. *Count* je v podstatě periodický součet akcelerace, kdy například výpočet vychází z celkového množství akcelerace v 15sekundových epochách. *Count* vychází z fyzikálního parametru PA a je jistým prostředkem k hodnocení energetických požadavků na PA. ACM se využívá v různých podobách. Podstatou je, že je spojen vždy s vyjádřením energetické spotřeby jedince během PA, nebo během sedavého zaměstnání. *Countu* je použit buď jako parametr pro předpoklad EE (energetického výdeje) popisován prostřednictvím MET nebo kcal. Druhou podobou jsou hodnoty odhadovány díky spojitosti hodnot EE a *countů* při odlišné IZ během PA vyjádřena pomocí  $\text{count} \cdot \text{min}^{-1}$  (ActiGraph, 2016).

Čip zaznamenávající pohyb, který je aplikovaný ve výzkumech při PA je velikostně malý. Může se nacházet nejen v ACM samotném, ale i náramkových hodinách (chytrá technologie), mobilů, či přístrojů sloužících k shromažďování naměřených dat o pohybu. K výzkumu se používají tzv. „chytré hodinky“ (Cuberek, 2017).

Chen et al. (2014, 493-494) ve studii vytyčují běžně využívané ACM k monitoringu:

- Caltrac
- Tritrac-R3D

- RT3 – trojosý ACM
- Actigrap - jednoosový ACM
- Actica
- Actiwatch - jednoosový ACM



Obrázek 6. Příklady akcelerometrů (Sigmund & Sigmundová, 2011)

Otázek níže popisuje typ ACM značky Axivity AX3. Podrobný popis přístroj, který byl využit k monitoringu naší diplomové práce bude detailněji popsán v metodice sběru dat.



Obrázek 7. Akcelerometr Axivity AX3 (dostupné na WWW: <https://axivity.com/product/ax3>)

ACM je možno lokalizovat na odlišné segmenty lidského těla. V současnosti není zcela objasněno jednotné umístění ACM během PA, tak aby docházelo k jednoznačným výsledkům.

Z tohoto důvodu je doporučeno vymežit běžný postup práce s ACM, kde spolu souvisí jednotné zpracování dat a výklad. Zjednodušeně vymezení hodnot popsání intenzity PA. Je navrženo, aby daná doporučení byla ve vztahu CONSORT litu a informace byli vždy vydávány odpornými institucemi či časopisy. Tato možno částečné umožňuje řešit problematiku ve srovnatelnosti výstupných dat. Ve spojitosti, že tahle konkrétní intenzita PA není ovlivněná jinými okolnostmi (např. zdraví) (Cain et al., 2013).

Pro porozumění účelem směrnice CONSORT je zlepšit podávání zpráv o randomizovaných kontrolovaných studiích pro umožnění čtenářům pochopení návrhu studie, její provádění, analýzu, interpretaci a posouzení ověřitelnosti výsledů (CONSORT, 2010).

Mezi nejčastějším místem pro nasazování ACM je oblast pasu (místo bederní páteře, boku) a to díky blízkosti těžiště těla (Semanik et al., 2015).

Studie dle De Vries, Van Hirtum, Bakker, Hopman-Rock, Hirasing, & Van Mechelen, (2009) uvádí nevhodnějším místě ACM na těle pravý či levý bok. Mezi další místa pro nošení ACM na těle během měření může být zápěstí, stehno či kotník.

Jak uvádí studie Esliger et al. (2011); García-Massó et al. (2013); Postma et al. (2005) ACM mohou být rovněž připevněny k hrudnímu koši, v pase, na zápěstí na dorzální straně nebo stehně.

Během monitoringu u obecně lokomočních pohybů PA jsou výsledky více zřetelné, oproti typu PA, kdy intenzita (energetický výdej na základě zrychlení) závisí na určitém pohybu jednotlivého segmentu těla (např. trup, končetiny celé tělo) (Bonomi et al., 2009).

Zhang et al. (2003) popisuje vývoj multisensorového ACM IDEEA (z angl. Intelligent Device for Energy Expenditure and Activity) umístění na boku jedince, zaznamenávající pohyb odlišných segmentů těla. Přístroj je používán u pacient s pohybovým omezením. Nevýhodou monitoringu přístroje je vstupní investice.

Cílem této studie bylo porovnat klasifikace chování dat ACM nošeného na zápěstí a údajů z akcelerometru na kyčelním kloubu u zdravých dospělých jedinců. Je popisováno, že běžně k měření PA je použit akcelerometr umístěný na bok, v poslední letech se však studie více zabývají ACM umístěných na zápěstí v souladu s Národním zdravotním a nutričním zkoumáním z roku 2011. Výhodou akcelerometrů umístěných na zápěstí je, že mohou být nošeny 24 hodin bez odstranění během spánku. Při zrychlení ACM na zápěstí vykazuje senzitivnější vztah s PA než kyčelní zrychlení. To je dáno pohybem paží, které mohou vytvářet vysoké zrychlení bez odpovídajících vysokých výdajů na energii. ACM uložený na zápěstí zaznamená vyšší celkové zrychlení než akcelerometr na kyčli. Hodnoty pomocí ACM umístěným na kosti kyčelní zaznamenalo v průměru o 5 % vyšší přesnost, než ACM umístěn na zápěstí. Dále ACM na zápěstí zaznamenával hodnoty průměru 4 minut, zatímco ACM na kosti kyčelní nevykazoval významný rozdíl v minutách chůze. Rozdíly mezi významem umístění ACM na zápěstí a kosti kyčelní ukazují, každý algoritmus je jedinečný pro své umístění. Například ACM na kosti kyčelní je přesnější v hodnocení pomocí směrodatné odchylky, variačního koeficientu. Oproti tomu pro hodnocení frekvence pohybů je senzibilita je vyšší při umístění ACM na zápěstí. Vyšší senzibilita akcelometru při lokomočních pohybech je prokazatelně vyšší při umístění na předloktí než na boku (Ellis et al., 2016).

Studie Baker et al. (2010) porovnával odhady intenzity fyzické aktivity s akcelerometrem na kyčle versus zápěstí. Zdraví dospělí jedinci ve věku 37 nosili na kyčli a dominantní zápěstí triaxiální akcelerometry spolu s přenosnou metabolickou jednotkou pro měření spotřeby energie během 20 činností. Účastníci absolvovali kombinaci laboratorních, fyzických a denních aktivit. Aktivity byly rozděleny do čtyř kategorií: sedavé chování (ležení, sezení, čtení knihy, práce na počítači, třídění papíru), cyklistika (vnitřní i venkovní), laboratorní (běžecký pás, nesoucí krabici a přírodní chůze) a denní (malování zdi, zametání podlahy, skládání prádla). Každý subjekt provedl přibližně 20 aktivit. Pro stanovení sedavého chování měl větší citlivost a specifitu (71 % a 96 %)

ACM na kosti kyčelní než zápěstí (53 % a 76 %), stejně jako pro středně těžkou až silnou fyzickou aktivitu byla vyšší senzibilita na kosti kyčelní (70 % a 83 %) oproti zápěstí (30 % a 69 %). ACM pro variační koeficient asociovaný s laboratorními aktivitami měl větší hodnotu u výpočtu pro oblast pod křivkou umístění na kosti kyčelní ve srovnání se zápěstí (0,83 a 0,74). Model pro posouzení EE aktivit byl vyhodnocen jako průměrný rozdíl umístěním ACM mezi hodnotami 0,55 (+/- 0,55) MET na kosti kyčelní a 0,82 (+/- 0,93) MET na zápěstí. Závěrem této studie je, že pro posouzení odhadu EE u PA jsou hodnoty z ACM senzitivnější na kosti kyčelní než na zápěstí.

Dvě popsané studie s odlišným závěrem vykazují určité doporučení. Hlavní východisko pro umístění ACM je úroveň intenzity zatížení během PA.

Ze studií vychází, že ani běžné lokomoční pohyby nevykazují stejný závěr při monitoringu. Jak bylo řečeno ACM se využívají k výzkumu zaznamenávající akceleraci mnoho odlišných typů PA. Během běžných lokomočních pohybů akcelerace vychází z komplexního pohybu těla, oproti akceleraci, kdy je pohyb rozdělen za dílčí segmenty těla. Jak je tomu například u určitých typů posilovacího cvičení. Je tedy velmi těžké kvantifikovat množství či intenzitu PA pomocí akcelerometrů u cvičení, jako je TRX, standardní posilování a jiná fitness studiová cvičení, kdy akcelerace vychází z různých segmentů těla (Baker et al., 2010).

Obtížnost zaznamenávání pohybu uvádí autor van Hees et al. (2013), kdy popisuje problematiku pohybu převážně během rotačních pohybů, Cílem studie bylo zhodnotit pět různých metod (metrik) signálů zrychlení a jejich schopnost odstranit gravitační složku zrychlení během normalizovaných mechanických pohybů pro hodnocení PA. Metodou měření byl použit přístroj pomocí ACM průmyslového otáčivého robota pohybován ve svislé rovině. Rádus, frekvence a úhlový rozsah pohybu byly systematicky měněny. Pro výzkum byly použity tři metriky (EMNO, vysokofrekvenčních filtrovaných signál a nízko průchodový filtrovaný signál). Dále se porovnávali metriky odvozené ze signálů akcelerace člověka ze zápěstí a kosti kyčelní u 97 dospělých (22–65 let) a zápěstí u 63 žen (20–35 let), kdy spotřebovávali denní energetická výdej. Z výsledků vyplývá, že metriky vysokofrekvenční filtrování signálu a ENMO při umístění ACM na kosti kyčelní vykazovaly vyšší senzibilitu (34 % a 36 %) oproti metrice nízko frekvenční filtrování signálu. Závěrem lze říci, že žádná z hodnot, která byla hodnocena, systematicky nepřesáhla všechny ostatní metriky v širokém spektru standardizovaných kinematických podmínek. Volba metriky však vysvětluje různé stupně rozptylu v denní fyzické aktivitě člověka.

### 2.3.2 Trendy ve zpracování surových dat akcelerometrů

Nejběžnějším výstupními jednotkami je odvozen indikátor akcelerace *count*, jednotka vyčíslena rovnou ze surových dat. Podle studie Bai et al. (2014) se výpočty mezi jednotlivými výrobci ACM odlišují a na základě toho, dochází ke vzájemným nesrovnalostem. Autor ve studii převážně poukazuje na fakt, že *count* nesleduje pohyb, či kroky, ale pouze přibližnou hodnotu akcelerace během časové doby.

Na základě daných nesrovnalostí u parametru *count* jako výstupní surová data z ACM během PA se v poslední době objevují další koncepty zpracovávající výstupní signál neboli surová data z ACM.

Sievänen a Kujala (2017) popisují nové technologicky vyspělejší ACM, které zaznamenávají přímo signál vycházející ze všech třech pravouhlých os. Mezi hlavní obtíže zachycení signálu uvádějí pohyb těla jedince, jeho zemskou přitažlivost a rušivé elementy.

Nově technologicky vyvinutější indikátory signálu při akceleraci se odlišují, ale dokáží vyhodnotit signál i během uvedených nesrovnalostí u parametru *count*. Mezi trendy ve zpracování surových dat z ACM se řadí:

#### 1. Střední odchylka amplitudy (MAD)

je jednou hlavních indikátorů signálu akcelerace. Tvoří přechodnou hodnotu spadající do dynamické akcelerace. Principem je vzdálenost jednotlivých hodnot od průměru (Vähä – Ypyä et al., 2015).

MAD nepotřebuje třídít data k opravě, protože je prvek automaticky vložen do algoritmů. Výpočet zahrnuje jak dynamickou složku díky odchylek rychlosti, tak složku statickou na základě gravitace (Bakrania et al., 2016).

#### 2. Euklidovská norma bez jedné (ENMO)

Bakrania et al. (2016) popisuje stejně jak u indikátoru MAD z komponentu dynamické akcelerace. Určují, že není potřeba třídít data k opravě, protože je prvek automaticky vložen do algoritmů a je součástí dynamické akcelerace. Metoda je určována dvěma základními komponenty signálu akcelerace. A to je gravitace a pohyb (van Hees



et al., 2013). Stejně jak tomu bylo u MAD výslednice je vypočítávána z konečného vektoru naměřeného zrychlení ve všech třech ortogonálních osách.

Bai et al. (2016) charakterizují *ENMO* jako kvantifikaci velikosti zrychlení během dané epochy. Bylo také prokázáno, že *ENMO* má vysokou senzibilitu s PA energetického výdeje, ale nebylo přímo sporováno s aktivitou *count*.

Bakrania et al. (2016) postavili studii na rozdělení PA v mírné intenzitě zátěže hodnotící pomocí ukazatelů *MAD* a *ENMO*. Výzkum uvádí rozmezí intenzity u různých aktivit díky tříosému ACM umístěným na pase a na zápěstí. Poukazují však, že senzibilita *ENMO* během sedavého zaměstnání a velmi nízké IZ se odlišuje.

### 3. *Index aktivity, activity index (AI)*

je jednou z nejnovějších trendů vyhodnocování surových dat z ACM. Aktivita index (AI) je v podstatě nová koncepce vyhodnocování surových dat. Uvedená studie srovnávají klady metriky oproti metrikám *count* a *EMNO*. Parametr AI je založen v podstatě na variabilitě surových dat signálu z ACM ve třech zaznamenávajících osách, popisována dvěma parametry. Prvním parametrem je směrodatná odchylka nebo rozptyl signálu akcelerometrie v úzkých epochách (např. 1 s), jež nezahrnuje gravitační komponenty signálů z akcelerace a uvádí tedy celkovou metriku IZ jedince během PA. Za druhé, na základě kmitání signálu, například rozdíl PA při přechodu z chůze do běhu je směrodatná odchylka schopna zaznamenávat zvýšenou variabilitu signálu, zatímco hodnoty průměru nebudou vykazovat žádnou odlišnost. Podstatnými charakteristikami AI jsou podle autorů a) snadná realizace, b) objektivnost a za c) nezávislost variability oproti rotaci (Bai et al., 2016).

Zde je popisováno převážně srovnání indexů vyhodnocovaných surových dat mezi *EMNO*, *count* s metrikou zpracování dat *AI*. *AI* i *ENMO* jsou navrženy tak, aby určovaly množství velikosti zrychlení během dané epochy, kdy variabilita záznamu z ACM nezahrnuje gravitační jednotky čili výsledkem je celková IZ jedince.

Analýza provozních charakteristik přijímače ukázala, že *AI* je více citlivé na mírné a intenzivní PA než *count* a *EMNO*. U IZ střední až vysoké studie prokázala shodu s *count* a *EMNO*. *AI* měla nejvyšší dané koeficienty pro MET (0,72) a byl lepším určováním množství IZ než *count* či *EMNO*. Navrhovaná metoda *AI* poskytuje nový a zřetelný způsob, jak shrnout hustě vzorkovaná surová akcelerometrická data a může sloužit jako možnost k vyhodnocování dat z ACM (Bai et al., 2016).

*AI* na základě studií vyšla jako metrika, které zaznamenává nejvyšší senzibilitu u sedavého chování a *IZ* během *PA* oproti *countu* či *EMNO*. Navíc přesahuje hodnoty u *PA* nízké *IZ* a u *PA* střední a vysoké *IZ* došlo vzhledem k parametrů *count* a *EMNO* k rovnocenným výsledkům (Bai et al., 2016).

Cuberek (2017) ve své habilitační práci poukazuje na to, že uvedená studie, je jedna z prvotních, která hlouběji zkoumala převod surových dat z ACM pomocí AI. Je, zda tedy velká řada nejasností, a to převážně v oblasti *IZ* u odlišných typů *PA* než u běžných lokomočních pohybů, na nichž byla studie založena.

### **3 CÍLE**

#### **3.1 Hlavní cíl výzkumu**

Cíle práce bylo ověřit metodický postup stanovení vnějšího zatížení v kondičním cvičení na závěsném systému TRX pomocí akcelerometru Axivity AX3 a s využitím parametru Activity Index.

#### **3.2 Dílčí cíle**

- Kvantifikovat vnější zatížení u základních cviků na závěsném systému TRX pomocí parametru akcelerace Activity Index při umístění akcelerometru v pase, na zápěstí a na stehně.
- Porovnat míru shody záznamu akcelerace z akcelerometrů umístěného na zápěstí, v pase a na stehně s ohledem na odlišné typy cviků na závěsném systému TRX.
- Identifikovat limity využití parametru akcelerace Activity Index při popisu vnějšího zatížení.

#### **3.3 Výzkumná otázka**

- Jaká je shoda úrovně vnějšího zatížení kvantifikovaného prostřednictvím parametru Activity Index u cvičení na TRX v závislosti na umístění akcelerometru v pase, na zápěstí a na stehně s ohledem na odlišné typy cviků na TRX?
- Jaké jsou limitující faktory využití akcelerometru Axivity AX3 při popisu vnějšího zatížení kvantifikované prostřednictvím parametru Activity Index u cvičení TRX?

## 4 METODIKA

### 4.1 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor byl tvořen 30 aktivními sportovci mužského ( $n=3$ ) i ženského ( $n = 27$ ) pohlaví ve věku  $20,73 \pm 9,26$  let (body mass index  $21,71 \pm 2,13$  kg/m<sup>2</sup>). Výzkum probíhal na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v Aplikačním centru BALUO. Všichni jedinci již měli zkušenost s cvičením na závěsném systému TRX.

Všichni účastníci výzkumu podepsali informovaný souhlas s účastí ve výzkumu a podávali informace o věku, tělesné výšce a pohlaví.

### 4.2 Metody sběru dat

Pro sběr dat orientovaných na hodnocení vnějšího zatížení u základních cvičení na závěsném systému TRX byl využit přístroj Axivity AX3 (Axivity Ltd, Newcastle upon Tyne, United Kingdom). Jedná se o tříosý akcelerometr MEMS s vestavěnou pamětí Flash. Rozměry přístroje jsou 23 x 32,5 x 7,6 cm. K nastavení a následně stažení dat byl použit software OmGui poskytovaný výrobcem Axivity. Pro záznam akcelerace v průběhu pohybu byla zvolena frekvence 50 Hz. Výstupní data přístroje byla formátována jako násobky gravitační konstanty  $g$ . V dalším textu budeme znakem  $g^*$  (popř.  $mg^*$  jako jedna tisícina  $g^*$ ) označovat právě násobek gravitační konstanty jako jednotku měření akcelerometrie, a to z důvodu, aby nedošlo k záměně s jednotkou hmotnosti  $g$ . V základních jednotkách představuje jedno  $g^*$  hodnotu gravitačního zrychlení  $9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ . Přístroj byl na tělo upevňován pomocí pásky 50 mm pásky Kine – Max.

Každému jedinci byly připevněny (na pravé části těla) celkem tři přístroje, a to následovně:

- a) předloktí – v podobě náramkových hodinek
- b) pas – na úrovni trnu kyčelního na pánvi
- c) Stehno – na boční straně stehna, uprostřed mezi kyčlí a kolenním kloubem.

Výzkumný sběr dat byl součástí 20minutové tréninkové jednotky na závěsném systému TRX. Průběhu celé testovací jednotky byl zaznamenáván kamerovým přístrojem za účelem identifikace vybraných cvičení ve vztahu k záznamu akcelerometrie.

Všechny fotografie jsou vyhotoveny autorem práce. Pro popis cviků jsme použili Tyršovo názvosloví doplněné terminologií používané u cvičení TRX (<https://www.trxtraining.com>)

#### 4.2.1 Průběh kondičního cvičení na závěsném systému TRX

Před začátkem měřením byly všechny testované osoby obeznámeny s průběhem cvičení a ukázkou všech tetovacích pozic během cvičení na závěsném systému TRX. Celá testovací lekce byla v rozsahu 20 min rozdělena na úvodní část, hlavní část (tři bloky po třech cvičeních) a závěrečnou část. Před začátkem každého bloku cvičení předcházela instruktáž (trvání zhruba 2 minuty).

Úvodní část cvičení zahrnovala zahřátí a protažení. Zahřátí obsahovalo cviky Skipping, Jumping Juck a přeskoky při intervalu 1 minuty s 20 s prodlevou odpočinku. Součástí protažení byly úklony – TRX® Hip to Cossack Strech, dřep na jedné či druhé dolní končetině – TRX® Kneeling Quast Stretch, výpad s rotací trupu do strany – TRX® Rorward Lunge to Hip Flexor Strech při výměně dominantní a nedominantní končetiny.

Hlavní část byla rozdělena na tři bloky se třemi cviky při intervalu 30 s cvičení a 20 s odpočinek, kdy se série cviků opakovala 1x. Celá hlavní tréninková jednotka byla v rozsahu cca 10 min.

První cvičební blok zahrnoval cviky orientované na „core“ (střed těla), druhý blok cviky orientované na horní polovinu těla (Pull, tahy) a třetí blok cviky na dolní polovinu těla (Squat).

#### **Cviky zařazené do kondiční tréninkové jednotky:**

- |  |                    |
|--|--------------------|
| 1. TRX® Mountrain Climber: Běh v závěsu          | (1. cvičební blok) |
| 2. TRX® Plank: Vzpor ležmo                       | (1. cvičební blok) |
| 3. TRX® Body Saw: Podpor ležmo snožmo a roznožmo | (1. cvičební blok) |
| 4. TRX® Chest Press: Tlak na hrudník             | (2. cvičební blok) |
| 5. TRX® Bicep Curl: Tlak na biceps               | (2. cvičební blok) |
| 6. TRX® T Deltoid Fly: Deltový závěs T           | (2. cvičební blok) |
| 7. TRX® Overhead Squat: Dřep se vzpažením        | (3. cvičební blok) |
| 8. TRX® Hamstring Curl: Hamstringový zdvih       | (3. cvičební blok) |

**Popis cviků***TRX® Mountain Climber: Běh v závěsu*

Výchozí poloha: vzpor ležmo, chodidla zavěšena v závěsném systému TRX – přednožit skrčmo P/L.

Technika provedení: dlouhé TRX – popruhy v polovině lýtky, obě DK v podpěrách rozložit stejnou míru napětí. Nadzvednutí kolen nad zem se vytvoří pozici prkna, kdy paže kopírují ramena. Při pokrčení jedné DK se s přitahem k hrudníku vymění druhá propnutá DK. Pohyb provádět kontrolovaně a plynuje měnit P/L DK. Hlava v prodloužení páteře a aktivace hlubokého stabilizačního systému pomáhá udržet záda rovná po celé době vykonávaného cviku.

Zapojované svaly: M. rectus abdominis, M. deltoideus, M. iliopsoas, Ms gluteus maximus (medius, minimus), M. quadriceps femoris.

Chyby během provedení: prohnutí či naopak oblouk v bederní části zad, povoleno břišní svalstvo, vysunutí ramen a chodidla v podpěrách by se nemela během výměny navzájem dotýkat či zasahovat na zem.

Koncová poloha: přednožit skrčmo P/L.



Obrázek 8. TRX® Plank



Obrázek 9. TRX® Mountain Climber

*TRX® Plank: vzpor ležmo*

- Výchozí poloha: vzpor klečmo, chodidla zavěšena v závěsném systému TRX
- Technika provedení: dlouhé TRX. Start pozice s koleny, dlaněmi, předloktí na zemi a nohami přímo pod kotevním bodem TRX. Nadzvednutí kolen nad zem se vytvoří pozici prkna, kdy paže kopírují ramena. Obě DK v podpěrách rozložit stejnou míru napětí. Hlava v prodloužení páteře. Uši, ramena, boky, kolena a kotníky jsou v jedné rovině. Dominancí během cvičení jsou rovná záda, podsazená pánev, stabilizace lopatek a aktivace hlubokého stabilizačního systému. Tato pozice hraje rozhodující roli v téměř při každém pohybu na závěsném systému TRX.
- Zapojované svaly: M. rectus abdominis, M. deltoideus, M. iliopsoas, Ms gluteus maximus (medius, minimus), M. quadriceps femoris.
- Chyby během provedení: propadnutí v bederní oblasti zad, vysunuté lopatky, hyperextenze paží, hlava v záklonu, předsunutá ramena. Vyšší tlak P či L DK v podpěrách.
- Koncová poloha: vzpor ležmo, chodidla zavěšena v závěsném systému TRX.



Obrázek 10. TRX vzpor klečmo



Obrázek 11. TRX® Plank

*TRX® Body Saw: Podpor ležmo snožmo a roznožmo*

Výchozí poloha: podpor klečmo, podpor ležmo.

Technika provedení: dlouhé TRX. Podpor klečmo, chodidla zavěšená v závěsném systému TRX, zvednout kolena z podložky – podpor ležmo s propnutými DK, podpor ležmo s unožováním. Obě DK v podpěrách rozložit stejnou míru napětí. Rovná záda, hlava v prodloužení páteře, stabilizace lopatek a aktivace hlubokého stabilizačního systému.

Zapojované svaly: M. rectus abdominis, M. deltoideus, M. iliopsoas, Ms gluteus maximus (medius, minimus), M. guadriceps femoris.

Chyby během provádění: propadnutí v bederní oblasti zad, hlava v záklonu, předsunutá ramena. Vyšší tlak P či L DK v podpěrách. Velký úhel během roznožování.

Koncová poloha: podpor ležmo s roznožováním.





Obrázek 12. TRX® Plank



Obrázek 13. TRX® Body Saw

### *TRX® Chest Press: Tlak na hrudník*

Výchozí poloha: mírný stoj roznožný, předpažit, dlaně poníž, TRX před tělem, dlaně dolů.

Technika provedení: středně dlouhé TRX. První fáze TRX před rameny, předpaženo. Popruhy se nesmí během cvičení otírat o paže. V druhé fázi cviku v loketním kloub zaujímá pravý úhel – klik. Plné postavení chodidel a hlava v prodloužení těla.

Zapojované svaly: M. rectus abdominis, M. deltoideus, M. trapezius, M. pectoralis major, M. triceps brachii, M. gluteus magimus ( medius, minimus).

Chyby během provádění: propadnutí bederní části páteře, loketní kloub nesvívá 90°, paty ve vzduchu záklon či úklon hlavy.

Koncová poloha: stoj mírně rozkročný, TRX před tělem, dlaně dolů-klik.



Obrázek 14. TRX tlak hrudník



Obrázek 15. TRX® Chest Press

### *Tlak na biceps – TRX® Bicep Curl*

Výchozí poloha: stoj spatný, mírný záklon, předpažit skrčmo povýš, TRX před tělem.

Technika provedení: středně dlouhé TRX. Předpaženo, bicepsový zdvih – paže v loktech pokrčmo povýš lokty na šířku ramen zaujímají 90°, postavení plného chodidla, rovná záda a zpevněné tělo.

Zapojované svaly: M. rectus abdominis, M. trapezius, M. latissimus dorsi, M. biceps brachii.

Chyby během provádění: propadnutá bederní část zad, povolená záda (pohyb v zádech), chodidla (špičky ve vzduchu), paže pokrčmo při vyšším úhlu než pravém, bicepsový zdvih končící za hlavou.

Koncová poloha: TRX před tělem, dlaně vzhůru – skrčit paže, dlaně vzhůru.



Obrázek 16. Leh v TRX



Obrázek 17. TRX® Bicep Curl

### *TRX® T Deltoid Fly: Deltový závěs T*

- Výchozí poloha: mírný stoj roznožný, TRX před tělem, předpažit poníž s mírným záklonem.
- Technika provedení: středně dlouhé TRX. Plná chodidla, TRX před tělem, předpaženo. Dlaně směřují dovnitř. Upažit povýš, paže kopírují úroveň ramen. Po celou dobu nutnost stálého kontaktu s TRX, rovná záda a zpevněné tělo.
- Zapojované svaly: M. rectus abdominis, M. deltoideus, M. trapezius, M. latissimus dorsi, M. rhomboideus major, M. gluteus maximus (medius).
- Chyby během provedení: propadnutá bederní část zad, povolená záda (pohyb v zádech), chodidla (špičky ve vzduchu), prověšené TRX, povolené paže.
- Koncová poloha: TRX před tělem, předpažit poníž s mírným záklonem, dlaně dolů – upažit povýš.



Obrázek 18. TRX deltový tlak



Obrázek 19. TRX® T Deltoid Fly

*TRX® Overhead Squat: Před se vzpažením*

- Výchozí poloha: mírný stoj roznožný, TRX před tělem, předpažit poníž s mírným záklonem, TRX před tělem, dlaně dolu – dřep, předpažit povýš, dlaně dolů.
- Technika provedení: středně dlouhé TRX. Dřep v rozsahu 90°s plnými chodidly, předpažit povýš dlaněmi dolů. Z dřepu do stoje rozkročeného – upažit. Pohyb provádíme v plném rozsahu, rovná záda, sedací kost směřuje kolmo k zemi. Po celou dobu nutnost stálého kontaktu s TRX, rovná záda a zpevněné tělo.
- Zapojované svaly: M. iliopsoas, M. quadriceps femoris, M. biceps femoris, M. tibialis anterior, M. qluteus maximus. M. latissimus dorsi,
- Chyby během provádění: dřep neodpovídající 90°, paty ve vzduchu, prohnutí v bederní části zad, povolané paže, povislé TRX. Záklon, předklon hlavy.
- Koncová poloha: mírný stoj rozkročný – upažit povýš.



Obrázek 20. TRX tlak na hrudník



Obrázek 21. TRX® Squat



Obrázek 22. TRX® Overhead Squat

### *Hamstringový zdvih – TRX® Hamstring Curl*

Výchozí poloha: leh na zádech snožmo, paty zavěšeny v závěsném systému TRX.

Technika provedení: dlouhé TRX. Leh na zádech snožmo, paty zavěšeny v TRX, paže podél těla, tlak do pat s naslédným protlačením pánve a zpevněnými hýžděmi. Pánev povýš, nohy pokrčmo povýš zaujímající pravý úhel. Cvik se opakuje z noh natažených do tahu pokrčmo k hýždím.

Zapojované svaly: M. iliopsoas, M. quadriceps femoris, M. biceps femoris, M. gluteus maximus, M. gastrocnemius.

Chyby během provedení: tak do špiček, prohnutí v zádech, kolena nezaujímají pravý úhel, neprotlačení pánve (pánev na zemi).

Koncová poloha: paty zavěšeny v závěsném systému TRX, pánev povýš, nohy pokrčmo tahem k hýždím.



Obrázek 23. TRX Hamstringový zdvih



Obrázek 24. TRX® Hamstring Curl

### *TRX® Jump Squat: Dřep s výskokem*

- Výchozí poloha: mírný stoj rozkročný, připažit pokrčmo
- Technika provedení: středně dlouhé TRX. Z mírného stoje rozkročného dřep v rozsahu 90°s plnými chodidly, předpažit povýš dlaněmi dolů. Předpažit poníž dlaně dolů aktivní mírný odraz z plného chodidla do propnutých končetin. Odtlumený dopad před špičky do plného chodila zpět do 90° dřepu. Po celou dobu je dominantní práce nohou. Závěs v TRX slouží jako dopomoc.
- Zapojované svaly: M. iliopsoas, M. quadriceps femoris, M. biceps femoris, M. gluteus maximus, M. tibialis anterior.
- Chyby během provedení: dřep neodpovídající 90°, paty ve vzduchu, kulatá záda, tah paží ne noh, odraz do pokrčených končetin, těžký dopad na paty.
- Koncová poloha: připažit pokrčmo – dřep, výskok, připažit pokrčmo – dřep.



Obrázek 25. TRX® Squat





Obrázek 26. TRX® Jump Squat

### 4.3 Zpracování dat

Surová data z akcelerometru byla dále zpracovávána v MS Excel, MS Access a program R (<https://www.r-project.org/>). V první fázi bylo nutné synchronizovat data se záznamem z videokamery za účelem identifikace jednotlivých cviků. Takto byl původní záznam zúžen na 25minutové části (u všech 4 lekcí). Následně byla provedena korekce dat, a to tak, aby v každé sekundě záznamu bylo obsaženo právě 50 údajů ve shodě se zvolenou frekvencí 50 Hz. Detailní popis korekce bude popsán ve výsledkové části.

Následně byl v programu R vytvořen skript pro výpočet parametru Activity Index (AI). Výpočet AI vychází z postupu popsaného ve studii Bai et al. (2014). Za tímto účelem byly pro jednotlivé přístroje stanoveny hodnoty tzv. systematického šumu (systematickou směrodatnou odchylku). Pro jejich stanovení byly zajištěny záznamy akcelerace u jednotlivých přístrojů v době, kdy jsou v klidu. Výpočet vycházel ze záznamu o trvání 2 hodiny. Přístroje byly odloženy na pracovišti v době, kdy se v místnosti nikdo nepohyboval. Výpočet vychází z následného vzorce:

$$\bar{\sigma}_i = \frac{\sum_{t \in \tau_i \text{ a } t/H \in Z} \sqrt{\frac{1}{3} \{ \sigma_{i1}^2(t; H) + \sigma_{i2}^2(t; H) + \sigma_{i3}^2(t; H) \}}}{|\{t \in \tau_i \text{ a } t/H \in Z\}|}$$

, kde  $\sigma_{im}^2$  označuje variabilitu  $i$ -tého signálu akcelerace podél osy  $m$  ( $m = 1, 2, 3$ ) v časovém okně  $H$  začínajícího v časové hodnotě  $t$ . V našem případě bylo okno  $H$  nastaveno na hodnotu 50 (při zvolené snímací frekvenci 50 Hz tak dochází k agregacím hodnot do jedné

sekundy). Omezení součtu (suma) na  $t/H \in \mathbb{Z}$  garantuje, že každé  $\sigma_{im}^2(t)$  je vypočteno pouze v časových hodnotách  $t$ , které jsou násobkem  $H$ . Následně  $\bar{\sigma}^2$  je systematický šum specifický pro daný přístroj.

Vlastní výpočet AI byl stanoven z následného vzorce:

$$AI_i^{ABS}(t; H) = \sqrt{\max\left(\frac{1}{3}\left\{\sum_{m=1}^3 \sigma_{im}^2(t; H) - \bar{\sigma}^2\right\}, 0\right)}.$$

Ve výsledkové části jsou vypočtené hodnoty  $AI_i^{ABS}(t; 50)$  dále agregovány do 5sekundové epochy a zjednodušeně je označováno  $AI(5)$ . Jsou tedy vypočteny jako součet vždy pěti po sobě jdoucích hodnot, tj. pro každý dílčí součet platí:

$$AI(5) = \sum_{i=1}^5 AI_i^{ABS}(t; 50).$$

Takto byl pro každého participanta získán záznam 300 hodnot odpovídající 25 minutám, což pokrývalo celou cvičební lekci. Následně byly v souladu s videozáznamem ohraničeny jednotlivé cviky s přesností na jednu sekundu. Ke statistickému zpracování dat byl dále použit záznam hodnot, které v rámci jednotlivých devíti cviků byly určeny jako průměr za všechny participanty, tj. dle vzorce:

$$AI_i(5) = \frac{1}{30} \sum_{k=1}^{30} AI_k(5),$$

kde  $k = 1, \dots, 30$  (odpovídá počtu participantů).

#### 4.4 Statické vyhodnocení dat

K statistickému zpracování dat byl použit program SPSS 25 (IBM Corp.). K charakteristice vnějšího zatížení pomocí  $AI(5)$  byl použit aritmetický průměr, suma a směrodatná odchylka, a to vždy samostatně pro devět pozorovaných cvičení na závěsném systému TRX u jednotlivých přístrojů umístěných na odlišných místech (zápěstí, pas, stehno), tj. u devíti cviků o délce trvání 30 s. Následně pro všech devět cviků souhrnně, tj. souhrnně za 6,5 minut.

Pro posouzení vztahu mezi záznamy  $AI(5)$  umístěnými na třech místech na těle byl použit Pearsonův korelační koeficient, a to samostatně vždy pro jednu dvojici záznamu dat (souhrnně všech devíti cvičení). Takto byly vypočteny koeficienty pro posouzení vztahu mezi záznamy  $AI(5)$  u přístrojů umístěných 1. na zápěstí a v pase, 2. v pase a na stehně a 3. na stehně a na zápěstí.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Proces zpracování dat

Během zpracovávání surových dat z akcelerometru Axivity AX3 bylo zjištěno, že záznam surových dat je zatížen neznámou nesystematickou chybou. Tuto chybu lze popsat následujícím způsobem. V záznamu dat se nepravidelně vyskytují nebo naopak chybějí hodnoty, které nejsou srovnatelné se zvolenou frekvencí, která byla nastavena na 50 Hz. Z praktického hlediska to lze vysvětlit, že v průběhu sekundy není vždy zaznamenáno předpokládaných 50 hodnot, které by se shodovaly s danou frekvencí. Rozdílly se zaznamenaly od 47 do 53 hodnot během jedné sekundy.

Tyto rozdíly byly viditelné u všech 30 použitých přístrojů, přestože výskyt chyby se mezi přístroji navzájem lišil. Bylo tedy potřeba před dalším zpracováním dat provést korekci, a to doplněním chybějících hodnot na základě odhadu nebo odstraněním hodnot. Tímto procesem byla korekce provedena následujícím způsobem:

1. V případě chybějících hodnot byly doplněny hodnoty, které byly vypočteny jako průměrná hodnota ze tří hodnot před a tří hodnot po určité chybějící hodnotě. V případě, že v rámci jedné sekundy chyběla jedna hodnota, byla doplněna poslední, tj. 50. hodnota. V případě, že se jednalo o dvě hodnoty, byla doplněna 25. a 50. hodnota a v případě chybějících tří hodnot byla doplněna 17., 33. a 50. hodnota.
2. V případě přebývajících hodnot bylo postupováno ve shodě s výše uvedeným postupem při doplňování hodnot, tj. odmazáním 50. hodnoty (přebývá jedna hodnota), 25. a 50. hodnota (přebývají dvě hodnoty) nebo 17., 33. a 50. hodnota (přebývají tři hodnoty).

Jestli by se uvedená korelace neprovedla, docházelo by k posunu hodnot v čase. Dalo by se říct, že dva záznamy ze dvou akcelerometrů by se mohly v časové posloupnosti záznamů odlišovat až o 6 minut za hodinu. Tento rozdíl v záznamech považujeme za významný. Popsanou korekci proto posuzujeme jako nezbytný krok při zpracovávání surových dat z akcelerometrů při popisu vnějšího zatížení.

Výpočet AI vyžaduje primárně stanovení tzv. systematického šumu přístroje. Jedná se o parametr, který postihuje fakt, že akcelerometry v záznamu vykazují určitou akceleraci i v případě, že je přístroj v klidu, tj. relativně bez pohybu. Zmíněný šum má potenciál zkreslení reálných hodnot popisované akcelerace, proto se ve výpočtovém vzorci pro AI zohledňuje (Bai et al., 2014). U našich 30 použitých přístrojů byl v průměru ( $\pm$ SD)

zjištěn systematický šum  $0,021 \pm 0,013 \text{ mg}^*$ , který byl zohledňován při vyhodnocování surových dat z akcelerometru.

## 5.2 Charakteristika vnějšího zatížení základních cviků na závěsném systému TRX z hlediska akcelerace pohybu

Tabulka 2 charakterizuje intenzitu vnějšího zatížení u základních cviků na závěsném systému TRX vyjádřená jako průměr AI(5) v pětisekundové epoše a dále jako suma AI(5) za celou dobu trvání příslušného cviku, tj. za dobu 30 sekund.

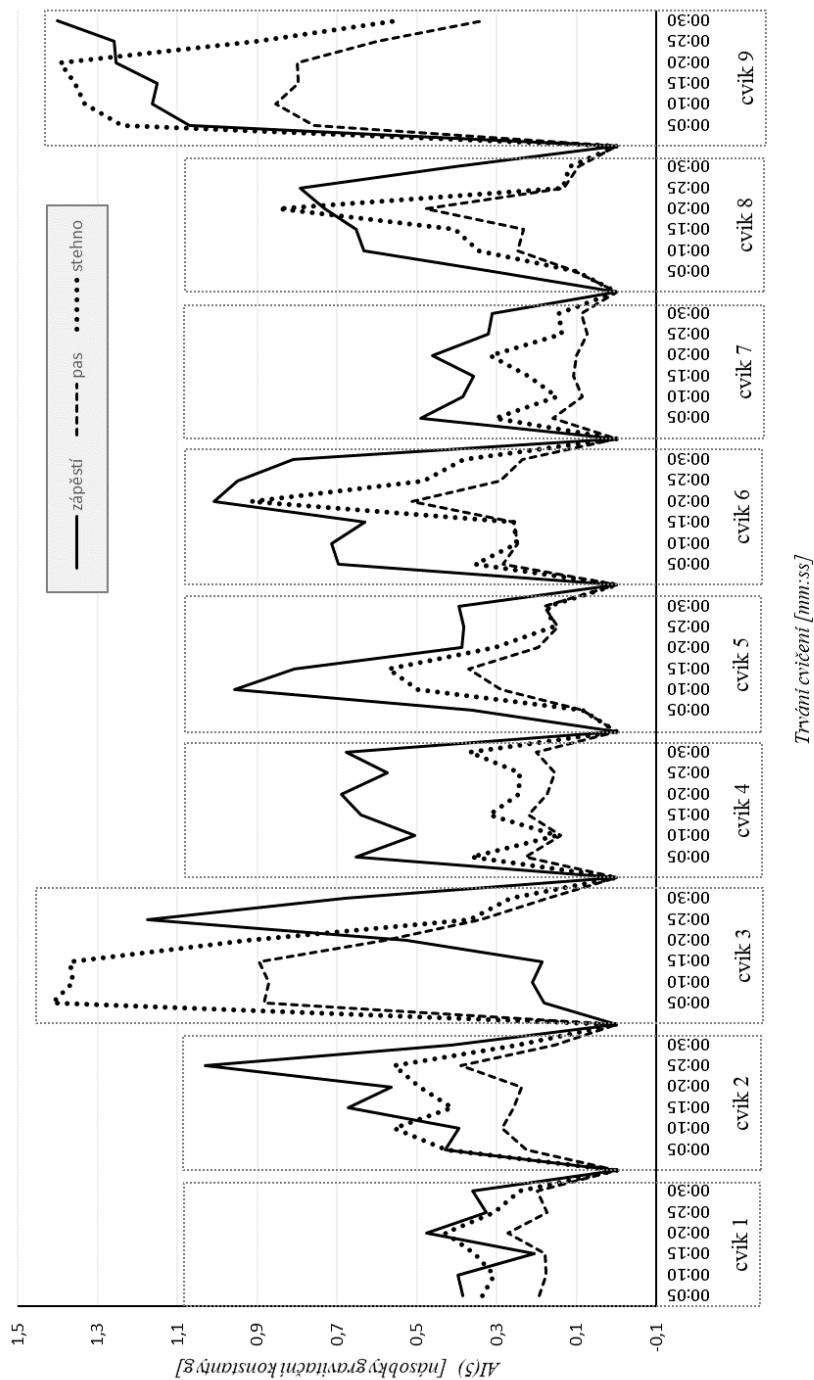
Dosud nebyla stanovena hraniční hodnota pro určení intenzity PA pro vyhodnocování surových dat z akcelerometru. Vzhledem k tomu, že se jedná o pilotní studii nevycházelo se ani z předem určených hraničních hodnot specifické PA, v našem případě ze cvičení na ze závěsného systému TRX.

Graf obsažený v Obrázku 27 prezentuje průběh dosažených hodnot AI(5) během cvičení. Rámečky ohraničují devět sledovaných cvičení, které probíhaly v rámci hlavní části tréninkového bloku. Je zde vyznačeno porovnání záznamu hodnot AI(5) u tří přístrojů umístěných na zápěstí, v pase a na stehně. V grafu jsou ohraničeny jednotlivé fáze v průběhu cvičení, a to v pořadí, které již bylo popsáno výše. Charakter vnějšího zatížení je u jednotlivých cviků v principu různorodý a znázorněné hodnoty se ne vždy slučují s očekávaným charakterem zátěže u daného cviku.

Tabulka 2. Intenzita vnějšího zatížení u základních cviků na závěsném systému TRX vyjádřena jako průměr AI(5) (hodnoty jsou uvedeny v jednotkách  $g^*$ ;  $n = 30$ )

Cvičení	Umístění akcelerometru		
	Zápěstí	Pas	Stehno
	$M \pm SD$ (suma)	$M \pm SD$ (suma)	$M \pm SD$ (suma)
TRX® Mountrain Climber	0,36±0,09 (2,16)	0,20±0,04 (1,20)	0,33±0,06 (1,98)
TRX® Plank	0,58±0,24 (3,51)	0,26±0,08 (1,56)	0,45±0,12 (2,70)
TRX® Body Saw	0,49±0,39 (2,96)	0,62±0,31 (3,75)	0,95±0,52 (5,70)
TRX® Chest Press	0,62±0,07 (3,74)	0,19±0,04 (1,12)	0,28±0,08 (1,69)
TRX® Bicep Curl	0,55±0,26 (3,30)	0,21±0,10 (1,27)	0,30±0,20 (1,79)
TRX® T Deltoid Fly	0,80±0,15 (4,81)	0,31±0,10 (1,83)	0,44±0,25 (2,65)
TRX® Overhead Squat	0,39±0,07 (2,33)	0,10±0,03 (0,62)	0,21±0,08 (1,28)
TRX® Hamstring Curl	0,59±0,19 (3,53)	0,22±0,14 (1,30)	0,33±0,29 (1,95)
TRX® Jump Squat	1,22±0,11 (7,30)	0,69±0,19 (4,14)	1,13±0,34 (6,77)

Vysvětlivky: M – průměr; SD – směrodatná odchylka; suma – součet AI(5) v průběhu trvání celého cvičení; doba trvání každého cvičení byla 30 s.



Obrázek 27. Porovnání záznamu hodnot AI(5) u tří přístrojů umístěných na zápěstí, v pase a na stehně; rámečky ohraničují jednotlivá cvičení (v pořadí: TRX® Mountrain Climber, TRX® Plank, TRX® Body Saw + roznožmo, TRX® Chest Press, TRX® Bicep Curl, TRX® T Deltoid Fly, TRX® Overhead Squat, TRX® Hamstring Curl, TRX Jump Squat)

Z průběhu křivek je patrné, že hodnoty AI(5) obvykle nabývají nejvyšších hodnot u přístroje umístěného na zápěstí, nižších hodnot přístroje umístěného na pasu a nejnižších hodnot u přístroje umístěného na stehně.

Průměrné hodnoty AI(5) se u akcelerometru na zápěstí pohybovaly v intervalu od 0,36 do 1,22 g\*, v pase od 0,10 do 0,69 g\* a na stehně od 0,21 do 1,13 g\*. Pokud jde o celkový objem vnějšího zatížení za 30 s cvičení vyjádřený sumou AI(5), byly u akcelerometru na zápěstí pozorovány hodnoty v intervalu od 2,16 do 7,30 g\*, v pase od 0,62 do 1,14 g\* a na stehně od 1,28 do 6,77 g\*. Téměř výhradně se nejvyšší hodnoty AI(5) vyskytovaly u akcelerometru umístěného na zápěstí. Tato skutečnost se shoduje s nejvyšším objemem změny akcelerace během jednotlivých typů cvičení.

### **5.3 Rozdíly mezi vnějším zatížením u jednotlivých cviků na závěsném systému TRX v závislosti na umístění akcelerometru (zápěstí, pas, stehno)**

Průměrné i kumulativní hodnoty AI(5) za celé cvičení se v závislosti na umístění akcelerometru na těle liší (Tabulka 3). Celkově nejvyšší rozdíl průměrných hodnot byl zjištěn u cviku TRX® T Deltoid Fly (rozdíl činí 0,49 g\*) mezi zápěstím a pasem a to ve prospěch vyšších hodnot u akcelerometru na zápěstí. Mezi akcelerometrem na zápěstí a pasem se rozdíly průměrných (kumulativních) hodnot AI(5) pohybovaly v rozmezí od -0,13 (-0,79) do 0,49 (3,16) g\*; mezi pasem a stehnem od -0,44 (-2,63) do -0,09 (-0,52) g\* a mezi zápěstím a pasem od -0,46 (-2,74) do 0,36 (2,05) g\*. Z uvedeného je patrné, že nejvyšší rozdíly jsou mezi umístěním na zápěstí a na stehně.

Odchylky mezi přístroji byly zjištěny také z hlediska variability hodnot AI(5) v průběhu jednotlivých cvičení (Tabulka 2) i v průběhu všech devíti cvičení (tj. během 4,5 minut), kdy u akcelerometrů umístěných na zápěstí, na stehně a v pase byly zjištěny hodnoty směrodatné odchylky 0,39 g\*, 0,49 g\*, respektive 0,30 g\*. V průběhu jednotlivých cviků byla nejvyšší variabilita sledována u cviku TRX® Body Saw při umístění akcelerometru na stehně (SD = 0,52 g\*) a naopak u cviku TRX® Overhead Squat při umístění akcelerometru v pase (SD = 0,03 g\*).

Tabulka 4. Rozdíly intenzity zatížení vyjádřené AI(5) u jednotlivých cvičení v závislosti na umístění akcelerometru (hodnoty jsou uvedeny v jednotkách  $g^*$ ;  $n = 30$ )

	Rozdíl průměrných hodnot AI(5)			Rozdíl kumulativních hodnot AI(5) za celé cvičení		
	Z-P	P-S	Z-S	Z-P	P-S	Z-S
TRX® Mountrain Climber	0,16	-0,13	0,03	0,96	-0,78	0,18
TRX® Plank	0,32	-0,19	0,13	1,95	-1,14	0,81
TRX® Body Saw	-0,13	-0,33	-0,46	-0,79	-1,95	-2,74
TRX® Chest Press	0,43	-0,09	0,34	2,62	-0,57	2,05
TRX® Bicep Curl	0,34	-0,09	0,25	2,03	-0,52	1,51
TRX® T Deltoid Fly	0,49	-0,13	0,36	2,98	-0,82	2,16
TRX® Overhead Squat	0,29	-0,11	0,18	1,71	-0,66	1,05
TRX® Hamstring Curl	0,37	-0,11	0,26	2,23	-0,65	1,58
TRX® Jump Squat	0,53	-0,44	0,09	3,16	-2,63	0,53

*Vysvětlivky:* Z-P – rozdíl mezi umístěním akcelerometru na zápěstí a v pase; P-S – rozdíl mezi umístěním akcelerometru v pase a na stehně; Z-S – rozdíl mezi umístěním akcelerometru na zápěstí a na stehně; doba trvání každého cvičení byla 30 s.

V Tabulce 4 jsou prezentovány korelace mezi hodnotami AI(5), které byly naměřeny na třech přístrojích v závislosti na umístění (zápěstí, pas, stehno). Hodnoty se vztahují k hlavní části, která navíc zahrnuje pouze devět sledovaných cvičení, a to v 30sekundových intervalech.

Hodnoty korelačních koeficientů ukazují, že i když se často hodnoty AI(5) navzájem rozcházejí, v případě umístění přístroje v pase a na stehně byla zjištěna poměrně vysoká korelační závislost. Lze tedy říct, že takto umístěné akcelerometry jsou z hlediska akcelerace obdobně senzitivní vůči průběhu prováděných pohybů. V případě vztahu mezi hodnotami z přístroje na zápěstí a v pase a mezi zápěstím a stehnem jsou korelace na střední úrovni. Ukazuje se tedy, že akcelerometr umístěný na zápěstí odlišně popisuje průběh akcelerace v průběhu cvičení. Tyto výsledky naznačují, že povaha akcelerace je v případě cvičení na závěsném systému TRX zcela odlišná u horních končetin od oblasti těžiště těla (akcelerometr v pase) a od pohybu dolních končetin (akcelerometr na stehně).

Tabulka 6. Korelace mezi hodnotami (AI) tří přístrojů paralelně umístěnými během cvičení na zápěstí, v pase a na stehně (Spearmanův korelační koeficient,  $n = 30$ )

	Zápěstí	Pas	Stehno
Zápěstí	1,000	0,488*	0,428*
Pas		1,000	0,933*
Stehno			1,000

Vysvětlivky: \* – statisticky významná hodnota korelačního koeficientu hladině 5 %

#### 5.4 Limity použití přístroje Axivity a parametru Activity Index pro popis vnějšího zatížení

Při práci s akcelerometry Axivity AX3 jsme zjistili poměrně závažnou limitu, kterou je nutné při práci s těmito přístroji zohlednit. U přístrojů byl vždy jednotně nastaven čas, kdy má začít záznam dat akcelerace. Po stažení plných záznamů však bylo zjištěno, že záznamy nezačaly u přístrojů jednotně, ale s individuálně odlišným zpožděním. Takovéto opoždění záznamu bylo zjištěno u všech 30 používaných přístrojů. Rozdíl se pohyboval v rozsahu od 2,21 do 8,00 s.

Průběh našeho výzkum probíhal ve čtyřech lekcích, do nichž byly testované osoby rozděleny. Mezi další limity se proto může řadit rozdělení testovacích subjektů oproti souběžnému monitoringu všech osob, v našem případě 30 testovaných osob. Lze očekávat, že fyzicky zdatnější osoby provádějí dané cviky odlišně z hlediska časoprostorových charakteristik. Navíc osoby, které jsou naopak méně zdatné a pro něž je příslušné cvičení příliš obtížně realizovatelné po celou dobu 30 s (ukončí cvičení dříve nebo změní polohu), částečně zkreslují výsledky.



## 6 DISKUZE

Závěsný systém TRX je kondiční cvičení odlišující se od běžné lokomoční PA zahrnující mnoho specifik, na základně prováděného cviku. Hlavním cíle naší pilotní studie bylo ověřit metodický postup stanovení vnějšího zatížení v kondičním cvičení na závěsném systému TRX pomocí akcelerometru Axivity AX3 a s využitím parametru AI.

Předchozí studie obvykle vyhodnocovaly data z akcelerometrů za pomoci parametru *count*. Bai et al. (2014) však poukazuje na fakt, že *count* nesleduje pohyb či kroky, ale pouze přibližnou hodnotu akcelerace během časové doby. Vzhledem k tomuto a jiným nesrovnalostem v případě použití jednotky *count* jsme u naší specifické PA zvolili pro vyhodnocování surových dat parametr AI.

Stěžejní studie zabývající se námi zvoleným parametrem AI, byla studie porovnávající vyhodnocování surových dat pomocí parametru AI, oproti parametru *count* či *EMNO*. Na základě studií vyšla AI jako metrika, které zaznamenává nejvyšší senzibilitu u sedavého chování a IZ při PA, oproti *count* či *EMNO*. Navíc přesahuje hodnoty PA nízké, střední a vysoké IZ, kde došlo vzhledem k parametrům *count* a *EMNO* k rovnocenným výsledkům (Bai et al., 2016).

V současnosti není zcela objasněno jednotné umístění ACM během PA, tak aby docházelo k jednoznačným výsledkům. Je navrženo, aby daná doporučení byla ve vztahu CONSORT litu a informace byli vždy vydávány odpornými institucemi či časopisy. Ve spojitosti, že tahle konkrétní intenzita PA není ovlivněná jinými okolnostmi (např. zdraví) (Cain et al., 2013)

V naší pilotní studii jsme akcelometry probandům umisťovali na tři částí těla (předloktí, pas, stehno) z důvodu vyššího potencionálního vyhodnocování surových dat z akcelerometru, oproti běžné lokomoční PA, s cílem kvantifikovat vnější zatížení u cviků na závěsném systému TRX pomocí parametru akcelerace AI. Pro vyhodnocování kondičního cvičení na závěsném systému TRX, byly vybrány cviky navzájem odlišující se způsobem provedení či dominancí na cílenou část těla. Během monitoringu u obecně lokomočních pohybů PA jsou výsledky více zřetelné, oproti typu PA, kdy intenzita (energetický výdej na základě zrychlení) závisí na určitém pohybu jednotlivého segmentu těla (např. trup, končetiny celé tělo) (Bonomi et al., 2009).

Z našich výsledků je patrné, že dominantní úlohu hraje rozdíl akcelerace během cvičení na závěsném systému TRX u horních končetin od oblasti těžiště těla (akcelerometr v pase) a od pohybu dolních končetin (akcelerometr na stehně). Podle studie ACM na kosti kyčelní je přesnější v hodnocení pomocí směrodatné odchylky a variačního koeficientu. Oproti tomu, hodnocení frekvence pohybů je senzibilita vyšší při umístění ACM na zápěstí. Vyšší senzibilita akcelometru při lokomočních pohybech je prokazatelně vyšší při umístění na předloktí než na boku (Ellis et al., 2016).

Vzhledem k povaze cviku, u kterých hraje například hlavní podstata těžiště těla (akcelerometr umístění v pase), jsou určité hodnoty zobrazené v grafu pro nás překvapující. Nejvyšších hodnot akcelerace, při které hlavní úlohou hraje těžiště těla čili oblast umístěného akcelometru v pase a na stehně, nabývají například hodnoty u cviku TRX® Plank, při umístění akcelometru na zápěstí. Stejně, to je tak u hodnot AI(5) u cviku TRX® Mountrain Climber, kde nejvyšší akcelerace byla sledována u akcelometru umístěného na zápěstí, a to i přesto, že dominantní pohyb vycházel z dolních končetin. Hodnoty lze pravděpodobně vysvětlit tak, že vyšší akcelerace na zápěstí u daných cviků vznikla na základě vyššího třesu či nestability těla. Zvolený cvik byl pravděpodobně fyzicky náročný pro testované osoby, kteří měli tendenci měnit polohu či pozici zápěstí. Tímto způsobem si mohli cvik ulehčit, což mohlo vést k pozorovaným vyšším hodnotám akcelerace vyjádřené pomocí AI(5). Na hodnoty dvou popisovaných cviků lze nahlížet i z druhé stránky. U cviků hrála dominantní úloha pozice vzporu či podporu, tedy statická poloha. Hodnoty současně umístění akcelometru na pase a stehně nabývali vzájemné vyšší shody proti hodnotám na zápěstí. Můžeme se tedy domnívat, že cviky zaměřující se na střed těla („core“), kde podstata je stabilita těla, vykazují vzájemně minimální odchylku akcelometrů v pase a stehně oproti možnému třesu při umístění na zápěstí.

Další diskutabilní cvik, který z výsledků vyplynul je TRX® Hamstring Curl, kde nevyšší akcelerací nabyl akcelerometr, umístěný na zápěstí, i když dominantní pohyb vycházel z oblasti těžiště těla a dolních končetin. Pro správné provedení cviku během cvičení, by paže měly být podél těla v nečinnosti. Pravděpodobně mohlo dojít k záznamu vyšší akcelerace v oblasti zápěstí pro nesprávnost provedení cviku.

Poslední tři cviky uvedené v Tabulce 2 se řadí do závěrečného bloku cvičební jednotky (squat), u kterých by mělo nevyšších hodnot nabývat u přístrojů umístěných na stehně, na základě provedení. Zde totiž dominance pohybu vychází z pohybu dolních končetin. I přesto, že se cviky zaměřují na dolní končetiny, všeobecně nejvyšších hodnot versus pas a stehno nabylo zápěstí. Všeobecně nejvyšší akcelerací v porovnání umístění

akcelerometru na zápěstí, pase, stehně, při posuzování všech devíti cviků, nabyli cvik TRX® Jump Squat. Dostáváme se tedy ke shodnému závěru. Hodnoty pravděpodobně vysvětlují, že dominantní akcelerace vycházela z pohybu zápěstí, když prvotní pohyb měl vycházet z dolních končetin. Po posuzování dominantní akcelerace při umístění akcelerometru na stehně by se pravděpodobně měly vybrat jiné cviky, u kterých bude výraznější změna pohybu vztahující na dolní končetiny.

Pro porovnání míry shody záznamu akcelerace z akcelerometrů při umístění na zápěstí, pasu a stehnu u odlišných typů cvičení, je nutné posoudit každý cvik odděleně. Hodnoty TRX® Mountrain Climber v porovnání na zápěstí a stehnu nabyly vzájemně vyšší rozdíly oproti hodnotám v pase. Pravděpodobně přístroje zaznamenaly nejnižší vzájemnou akceleraci. U cviku TRX® Plank byly rozpoznány velké rozdíly převážně u hodnot na zápěstí versus pas a stehno. I přesto, že se jedná o statický cvik, hodnota na zápěstí 3,51 g\* se téměř shodovala s hodnotou 3,53 g\* u cviku TRX® Hamstring Curl, kdy v porovnání oproti pasu a stehnu by měly být hodnoty na zápěstí nejnižší. Míra shody pravděpodobně měla za následek principálně shodu cviku, i když se jednalo o odlišné cviky, při umístění přístroje na zápěstí. Výrazně nejvyšších hodnot u cviku TRX® Body Saw nabyli podle očekávání dominantního pohybu dolních končetin, kde pohyb roznožmo byla přidaná hodnota, akcelerometr umístěný na stehně oproti pasu či zápěstí. Diskutabilní však je vzájemné porovnání cviku TRX® Mountrain Climber vycházející ze stejného bloku, tj. core. Přestože cvik TRX® Mountrain Climber, u kterého dominantní role hrál pohyb dolních končetin, stejně jako u cviku TRX® Body Saw, hodnoty u tohoto cviku nabyly vyšších hodnot při umístění na stehně, oproti cviku TRX® Mountrain Climber, kde nejvyšších hodnot nabyli přístroj umístěný na zápěstí. Pravděpodobně v porovnání těchto dvou cviků mohlo dojít k potenciaální chybě přístroje. TRX® Chest Press podle odpovídajícího provedení, nevyšších hodnot nabýval přístroj na zápěstí, i když vyšší rozptyl od průměru 0,08 nabyli přístroj při umístění na stehně, oproti 0,07 na zápěstí. Mohlo to mít za následek u hodnocení směrodatné odchylky vyšší potenciaální třes přístroje na stehně proti zápěstí. Z hodnot u cviků TRX® Bicep Curl a TRX® T Deltoid Fly došlo totožnému výsledku, kdy vyšší míra shody byla zaznamenána vzájemně mezi pasem a stehnem, oproti zápěstí, kde bylo rozpoznána nejvyšší hodnota. Dalo by se říct, že pravděpodobně cviky zaměřující se na horní část těla vykazují vyšší míru shody u akcelerometrů umístěných v pase a na stehně, kdy tělo během prováděného cviku je klidu, oproti pohybů horních končetin, při umístění akcelerometru na zápěstí. U cviků zaměřující na dolní končetiny se míra shody vzájemně lišila cvik od cviku. TRX® Overhead Squat

TRX® Hamstring Curl nabyl vyšší míry shody mezi pasem a stehnem oproti zápěstí. Na rozdíl TRX® Jump Squat nabyl vyšší míry shody mezi zápěstím a stehnem oproti pasu, kde rozdíl byl výrazně vyšší. Z porovnání těchto třech cviků pravděpodobně lze usuzovat, že cvik TRX® Jump Squat pro posuzování míry shody nabil milných údajů, či došlo k nesprávnému provedení cviku.

Jelikož se jedná o pilotní studii, narazili jsme na určité limity, s kterými jsme se museli vypořádat. V první řadě nebyly předem stanoveny prahové hodnoty lehké, střední a vysoké IZ, námi zvolené specifické PA. Při stanovení prahových hodnot jsme tedy vycházeli z IZ, jež byla vyhodnocena, na základě surových dat z akcelometru parametrem *AI*. To souvisí s dalším krokem pilotní studie, což bylo určení validity akcelometru vzhledem k danému umístění, tj, zápěstí, pas a stehno. Přitom umístění na zápěstí reprezentuje pohyb horní končetiny, v pase těžiště těla a na stehně pohyb dolní končetiny. Zároveň se jedná o umístění, které již byly v dřívějších studiích ověřovány a využity při posuzování úrovně PA. Kdy například posílení a vyšší akcelerace paží, vypovídá při umístění akcelometru na zápěstí. Takovou překvapivou skutečnost nabyli cviky statického charakteru (TRX® Mountrain Climber, TRX® Plank), či cviky vycházející z dominantního pohybu dolních končetin. Z toho to pohledu předpokládáme, že validita použitých cviků, při umístění akcelometru v pase, obsahovala určitou specifikaci, která skutečnost ovlivnila. Může to mít za následek například vyšší třes akcelometru během akcelerace, či další limity ve smyslu provedení daného cviku.

Na základě korelace, i když se často hodnoty navzájem rozcházeli, tak v případě umístění přístroje v pase a na stehně, byla zjištěna poměrně vysoká korelační závislost. V případě vztahu mezi hodnotami z přístroje na zápěstí a v pase a mezi zápěstím a stehnem jsou korelace na střední úrovni. Lze tedy říci, že shodu úrovně vnějšího zatížení kvantifikovaného prostřednictvím parametru *AI*, u cvičení na TRX, v závislosti na umístění akcelometru, s ohledem na odlišné typy cviků, vykazuje akcelometr umístěný v pase a stehně.

## **6.1 Doporučení pro metodický postup stanovení vnějšího zatížení v kondičním cvičení na závěsném systému TRX akcelerometrem Axivity AX3 prostřednictvím Activity Index**

Doporučujeme v další metodice nastavovat čas záznamu tak, aby byl v předstihu minimálně jednu minutu před sledovaným časovým úsekem. Jako možnost rozpoznání startu lze využít specifický rušivý element, u kterého viditelně, či sluchově zareagujeme na změnu. Také je nutné zdůraznit, že přístroje přebírají systémový čas počítače. V tomto ohledu doporučujeme, aby byl začátek záznamu dat, který se realizuje v rámci určité studie, nastaven buďto jednotně na jednom počítači anebo aby byly časy dodatečně v záznamu synchronizovány ve všech záznamech, a to v závislosti na časových rozdílech mezi počítači, na kterých jsou přístroje nastavovány. Pro následné zpracování dat musejí být v záznamech časy jednotné.

Pro vyhodnocování surových dat prostřednictvím parametru *AI* doporučujeme počítat s potencionálním vzniklým systematického šumem přístroje, vykazující určitou akceleraci i v případě, kdy je přístroj v klidu, tj. relativně bez pohybu. Zmíněný šum má potenciál zkreslení reálných hodnot popisované akcelerace, proto se ve výpočtovém vzorci pro *AI* zohledňuje. Provést korekci surových dat tak, aby počet hodnot v jedné sekundě odpovídal zvolené frekvenci snímání signálu ze senzoru.

Pro monitorování vnějšího zatížení v kondičním cvičení na závěsném systému TRX, doporučujeme stanovit jeden výzkumný soubor, našem případě 30 testovaných osob, na místo rozdělení výzkumných souborů do menších testovacích bloků. Tímto metodickým postupem lze zabránit potencionálním nesrovnalostem mezi výzkumnými soubory.

S tím souvisí další doporučení týkající se fyzických předpokladů. Aby nedocházelo k velkým rozdílům hodnot, pokud nemíníme právě tento záměr, doporučujeme vytvořit takový testovací soubor, u kterého je vyšší předpoklad shody fyzických schopností. Například stanovit si výzkumný soubor obsahující aktivní sportovce jednoho sportovního klubu se znalostí cvičení na závěsném systému TRX.

Při monitoringu u cvičení na závěsném systému TRX doporučujeme, vytvořit prostředím bez rušivých elementů. Příkladem je vypnutí hudby, která je při cvičení běžná. Použít stejný typ závěsného systému TRX. Zajistit stejné podmínky během cvičení pro všechny účastníky. Minimalizovat cviky, která jsou příliš náročná a zabíhající velkou plochu během cvičení. Využít takové kamerové přístroje, které zaberou celý výzkumný soubor.

## 6.2 Limity práce

Mezi hlavní limity využití parametru akcelerace Activity Index při popisu vnějšího zatížení bylo zjištěno, že záznamy surových dat z přístroje Axivity AX3 obsahují neznámou nesystematickou chybu. V případě, že by nedošlo ke korekci dat, může pro další zpracování dat a jejich vyhodnocení dojít k chronologickému posunu.

Při vyhodnocování surových dat z akcelerometru jsme zjistili výrazné rozdíly při umístění přístroje v pase, boku a stehně. Limitem pro shodu úrovně vnějšího zatížení kvantifikovaného prostřednictvím parametru Activity Index u cvičení na TRX je stanovení vhodného cviku vzhledem k umístění přístroje.

Dalším limitem bylo určení validity akcelerometru vzhledem k danému umístění, tj. zápěstí, pas a stehno. Přitom umístění na zápěstí reprezentuje pohyb horní končetiny, v pase těžiště těla a na stehně pohyb dolní končetiny.

## 7 ZÁVĚRY

Bylo zjištěno, že záznamy surových dat z přístroje Axivity AX3 obsahují neznámou nesystematickou chybu. V případě, že by nedošlo ke korekci dat, může po dalším zpracování dat a jejich vyhodnocení dojít k chronologickému posunu.

Bylo zjištěno, že intenzita vnějšího zatížení zátěž vyjádřená prostřednictvím AI(5) se u devíti základních cviků na závěsném systému TRX pohybuje v rozsahu od 0,1 do 1,22 g\* za 5 sekund. Objem vnějšího zatížení vyjádřený AI(5) u základních cvičení v době trvání 30 s se pohybuje v rozsahu od 0,62 do 7,30 g\*.

Celková variabilita AI(5) v průběhu všech devíti cvičení, tj. celkem za dobu 4,5 minuty je na stehně na úrovni  $SD = 0,46 \text{ g}^*$ , na zápěstí  $SD = 0,39 \text{ g}^*$  a při umístění v pase  $SD = 0,30 \text{ g}^*$ . Výsledky tak naznačují, že akcelerometr umístěný na stehně je pravděpodobně nejvíce senzitivní na různé typy cvičení.

Byla zjištěna poměrně vysoká korelační závislost mezi hodnotami AI(5) mezi umístěním přístroje v pase a na stehně. Lze proto konstatovat, že takto umístěné akcelerometry jsou z hlediska akcelerace obdobně senzitivní vůči průběhu prováděných cviků. V případě vztahu mezi hodnotami z přístroje na zápěstí a v pase a mezi zápěstím a stehnem jsou korelace na střední úrovni. Ukazuje se tedy, že akcelerometr umístěný na zápěstí s jistou mírou odlišnosti popisuje průběh akcelerace oproti akcelerometru umístěnému v pase a stehně.

Pro ověření metodického postupu u stanovení vnějšího zatížení v kondičním cvičení na závěsném systému TRX pomocí akcelerometru Axivity AX3 a s využitím parametru AI byly stanoveny následující doporučení metodického postupu: 1. stanovit čas záznamu tak, aby byl v předstihu minimálně jednu minutu před sledovaným časovým úsekem a časově všechna zařízení související z vyhodnocování dat; 2. provést korekci surových dat tak, aby počet hodnot v jedné sekundě odpovídal zvolené frekvenci snímání signálu ze senzoru.

## 8 SOUHRN

Hlavním záměrem naší pilotní studie bylo, zaměřit se na typ PA, který není v rámci volnočasových PA neobvyklý, a přitom z hlediska výskytu odborných studií orientovaných na metodiku hodnocení PA nedostatečně zpracovaný.

Cíle práce bylo ověřit metodický postup stanovení vnějšího zatížení v kondičním cvičení na závěsném systému TRX pomocí akcelerometru Axivity AX3 a s využitím parametru Activity Index.

Teoretická část práce obsahuje přehled teoretických poznatků v oblasti všeobecné a novodobé PA, s využitím funkčního cvičení za pomoci akcelometru. Závěrečná teoretická část byla věnována trendům při vyhodnocování surových dat z akcelerometrů, u kterých byly použity poznatky z předchozím vědeckých studií.

Objektivní hodnocení všech monitorovaných, tj. našich devíti cviků, jsme aplikovaly na dané specifické cvičení, za účelem popisu vnějšího zatížení v kondičním cvičení na závěsném systému TRX. Z toho pohledu pro posuzování PA byly akcelerometry použity na odlišné části těla. Námi zvolené umístění na zápěstí, v pase a na stehně vycházelo ze skutečnosti, že se jedná o části těla, u kterých se dají očekávat odlišné časoprostorové charakteristiky pohybu.

Výzkumný soubor byl tvořen 30 aktivními sportovci mužského i ženského pohlaví probíhající na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v Aplikačním centru BALUO.

Měření se uskutečnilo za pomoci akcelerometru Axivity AX3 a s využitím parametru *AI*.

Součástí výsledků bylo posouzení vnějšího zatížení u základních cviků na závěsném systému TRX pomocí parametru akcelerace *AI* při umístění akcelerometru v pase, na zápěstí a na stehně. Porovnat míru shody záznamu akcelerace z akcelerometrů na zápěstí, pase, stehně s ohledem na odlišné typy cviků na závěsném systému TRX a identifikovat limity využití parametru akcelerace *AI* při popisu vnějšího zatížení.



## 9 SUMMARY

The main aim of our pilot study was to focus on a type of physical activity (PA), which is not unusual in leisure time PAs, however, it is insufficiently processed from the point of view of research studies focused on PA evaluation methodology.

The aim of the work was to verify the methodology of determination of the external load in the fitness exercise on the TRX suspension system using the Axivity AX3 accelerometer and the Activity Index parameter.

The theoretical part of the thesis consists of an overview of theoretical findings in the field of general and modern PA, using a functional exercise with the accelerometer. The final theoretical part was devoted to trends in the evaluation of raw data from accelerometers where findings from previous scientific studies were used.

We applied the objective assessment of all monitored, i.e. our nine exercises, to the specific exercise in order to describe the external load in the fitness exercise on the TRX suspension system. From this point of view, accelerometers were used on different parts of the body to assess the PA. Our selection of locations on wrist, waist and thigh were based on the fact that these are body parts where different spatio-temporal characteristics of movement may be expected.

The research group consisted of 30 active male and female athletes taking place at the Faculty of Physical Culture of Palacký University in Olomouc in the Application Centre BALUO.

The measurement was performed using the Axivity AX3 accelerometer and the *AI* parameter.

The results included an assessment of the external load of basic exercises on the TRX suspension system using the *AI* acceleration parameter while placing the accelerometer on the waist, wrist, and thigh. Additionally, results contained comparison of the matching rate of acceleration recorded from the accelerometer on the wrist, waist, thigh with respect to the different types of TRX suspension system and identification of the limits of the *AI* acceleration parameter when describing the external load.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- ActiGraph. (2016). *What are counts?* Retrieved September 24, 2017, from <https://actigraph.desk.com/customer/en/portal/articles/2515580-what-are-counts->
- Bai, J., Di, C., Xiao, L., Evenson, K. R., LaCroix, A. Z., Crainiceanu, C. M., & Buchner, D. M. (2016). An activity index for raw accelerometry data and its comparison with other activity metrics. *PLOS ONE*, *11*(8), 1–14. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0160644>
- Bai, J., He, B., Shou, H., Zipunnikov, V., Glass, T. A., & Crainiceanu, C. M. (2014). Normalization and extraction of interpretable metrics from raw accelerometry data. *Biostatistics*, *15*(1), 102–116. <https://doi.org/10.1093/biostatistics/kxt029>
- Baker, L., Clemens, L., Sun, M., & Maciej, S. (2010). *Wrist-worn Accelerometers*. *5*(6), 1023–1033. <https://doi.org/10.1089/152091503322641088>
- Bakrania, K., Yates, T., Rowlands, A.V., Esliger, D. W., Bunnewell, S., Sanders, J., ...Edwardson, C. L. (2016). Intensity thresholds on raw acceleration data: Euclidean Norm Minus One (EMNO) and Mean Amplitude Deviation (MAD) approaches. *PLOS ONE*, *11*(10), e0164045. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.11.713>
- Barrera, K. (2014). *rah\_american\_fitness2-3.pdf*. (n.d.). Volume 32, Number 1
- Bao, M. (2000). *Micro Mechanical Transducers: Pressure Sensors, Accelerometers and Gyroscopes*. Amsterdam: Elsevier B.V., 392 s. ISBN 044450558X
- Bassett, D. R. (2003). Validity of four motion sensors in measuring moderate intensity physical activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *32*(Supplement), S471–S480. <https://doi.org/10.1097/00005768-200009001-00006>
- Bernaciková, M., Kalichová, M., & Beránková, L. (2010). Anatomické roviny a osy, [obrázek]. *Základy sportovní kineziologie* [on-line]. Dostupné na WWW: <http://is.muni.cz/do/1451/e->
- Bonomi, A. G., Goris, A. H. C., Yin, B., & Westerterp, K. R. (2009). Detection of type, duration, and intensity of physical activity using an accelerometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *41*(9), 1770–1777. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a24536>
- Bo Schneller, M., Bentsen, P., Nielsen, G., Brknd, J. C., Ried-Larsen, M., Mygind, E., & Schipperijn, J. (2017). Measuring children's physical activity: Compliance using

- skin-taped accelerometers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 49(6), 1261–1269. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001222>
- Bouchard, C., Shephard, R. J., & Stephens, T. (Eds.). (1994). *Physical activity, fitness, and health: International proceedings and consensus statement* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Boyle, J. M. (2010). *Advances in Functional Training*. Vydavatel: On Target Publications,. 308 s. ISBN 978-1-931046-01-5
- Bursová, M. (2005). *Kompenzační cvičení*. První vydání. Praha: Grada Publishing, a.s., 196 s. ISBN 80-247-0948-1.
- Cacek, J., Bubníková, H. (2008). Trénink centra (Core training) v přípravě sportovce. *Časopis Orel*, Brno: olprint, , roč. 20, č. 1, s. 17-24.
- Cain, K. L., Sallis, J. F., Conway, T. L., Van Dyck, D., & Calhoun, L. (2013). Using accelerometers in youth physical activity studies: A review of methods. *Journal of Physical Activity and Health*, 10(3), 437–450.
- Caspersen, C. J., Powell, K. E., & Christenson, G. M. (1985). Physical activity, exercise, and physical fitness: Definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Reports*, 100(2), 126–131.
- Clarke, C. L., Taylor, J., Crighton, L. J., Goodbrand, J. A., McMurdo, M. E. T., & Witham, M. D. (2017). Validation of the AX3 triaxial accelerometer in older functionally impaired people. *Aging Clinical and Experimental Research*, 29(3), 451–457. <https://doi.org/10.1007/s40520-016-0604-8>
- Cooper, K. (1983). *Aerobní cvičení*. Praha: Olympia. ISBN 1210-1184
- Cuberek, R. (2017). Metodologické výzvy a nové směry výzkumů orientovaných na pohybovou aktivitu. Habilitační práce. Univerzita Palackého: Olomouc.
- Cuberek, R., El Ansari, W., Frömel, K., Skalík K., & Sigmund, E. (2010). A comparison of twomotion sensor of the assessment of free-living physical activity of adolescents. *International Journal of Enviromental Rearch and Publict Health*, 7 (4), 1558–1576.
- Cuberek, R., Frömel, K., Groffík, D., & Jakubec, L. (2017). Differences between an accelerometer and a heart rate monitor in monitoring non-training-related load in adolescents: An opportunity to distinguish between the physical and mental load. *Journal of Physical Education and Sport*, 17(175), 1139–1146

- Cugliari, G., & Boccia, G. (2017). Core Muscle Activation in Suspension Training Exercises. *Journal of Human Kinetics*, 56(1), 61–71. <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0023>
- Dawson-Cook, B. Y. S. (2016). Functional Movement and Training That are Totally Accessible. *American Fitness*, 26–33
- Dawes, J. (2017). *Complete Guide to TRX Suspension Training*. Champaign, Ill.: Human Kinetics . ISBN 978-1-4925-3388-7.
- De Vries, S. I., Van Hirtum, H. W. J. E. M., Bakker, I., Hopman-Rock, M., Hirasing, R. A., & Van Mechelen, W. (2009). Validity and reproducibility of motion sensors in youth: A systematic update. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 41(4), 818-827
- Dishman, R. K., Washburn, R. A., & Heath, G. W. (2004). *Physical activity epidemiology*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Dobřý, L. (2008). Poznatky o zdravotních benefitech pohybové aktivity mládeže východisko ke změně pojetí tělesné výchovy a sportu mládeže. *Tělovýchovný Sport Mlád.* 74(1):12-8.
- Dobřý, L., Čechovská, I., Kračmar, B., Psotta, R., & Süß, V. (2009). Kinantropologie a pohybové aktivity. In V. Mužík & V. Süß (Eds.), *Tělesná výchova sportovní mládeže 21. století*. (pp. 8–16). Brno: Masarykova univerzita.
- Dubiba, L. (2013). *3 způsoby, jak změnit obtížnost cviku na TRX*. [online]. [cit. 2014-0316]. Dostupné z: <http://www.trxsystem.cz/3-zpusoby-jak-zmenit-obtiznost-cviku-na-trx/>
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s
- Ekelund, U., Tingström, P., Kamwendo, K., Krantz, M., Nylander, E., Sjöström, M., & Bergdahl, B. (2002). The validity of the Computer Science and Applications activity monitor for use in coronary artery disease patients during level walking. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 22 (4), 248–253. <https://doi.org/10.1046/j.1475-097X.2002.00426.x>
- Esliger, D. W., Rowlands, A. V., Hurst, T. L., Catt, M., Murray, P., & Eston, R. G. (2011). Validation of the GENE Accelerometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(6), 1085-1093.
- Ellis, K., Kerr, J., Godbole, S., Staudenmayer, J., & Lanckriet, G. (2016). Hip and Wrist Accelerometer Algorithms for Free-Living Behavior Classification. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(5), 933–940
- Ellsworth, A., & Altman, P. (2014). *Masáže – anatomie*. Brno: Cpress.

- Evropská komise (2008). *EU Physical Activity Guidelines*. Recommended Policy Actions in Support of Health-Enhancing Physical Activity. Retrieved on 1. 8. 2016 from World Wide Web: [http://ec.europa.eu/sport/library/policy\\_documents/eu-physical-activity-guidelines-2008\\_en.pdf](http://ec.europa.eu/sport/library/policy_documents/eu-physical-activity-guidelines-2008_en.pdf)
- Gaedtke, A., & Morat, T. (n.d.). TRX Suspension Training: A New Functional Training Approach for Older Adults - Development, Training Control and Feasibility. *International Journal of Exercise Science*, 8(3), 224–233.
- Freedson P. S., Melanson E, Sirard J. (1998) Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. accelerometer. *Med. Sci. Sports Exerc*; 30, 777–781.
- Fömel, K., Novosad, J., & Svozil Z. (1999). *Pohybová aktivita a sportovní zájmy mládeže*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- García-Massó, X., Serra-Ano, P., Garcia-Raffi, L. M., Sanchez-Perez, E. A., Lopez-Pascual J., & Gonzalez L. M. (2013). Validation of the use of Actigraph GT3X accelerometers to estimate energy expenditure in full time manual wheelchair users with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 51, 898-9
- Global Recommendations on Physical Activity for Health. (2010). Switzerland: *World Health Organization*. Retrieved from: [http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/44399/1/9789241599979\\_eng.pdf](http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/44399/1/9789241599979_eng.pdf)
- Hendl, J., & Dobrý, L. (2011). *Zdravotní benefity pohybových aktivit: Monitorování, intervence, evaluace*. Praha: Karolinum.
- Hills, A. P., & Byrne, N. M. (2006). State of the science: A focus on physical activity. *Asia Pacific Journal of Clinical Nutrition*, 15 (Suppl.), 40–48.
- Hodaň, B. (2000). *Tělesná kultura – sociokulturní fenomén: východiska a vztahy*. Olomouc, Czech Republic: Univerzita Palackého
- Honová, K. (2013). Návuk stabilizace kolenního kloubu s využitím TRX suspension trainer. *Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*, 20(3), 146–149.
- Chen, K. Y., & Bassett, D. R. (2005). The technology of accelerometry-based activity monitors: Current and future. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11), S490–S500. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000185571.49104.82>
- Chen, K. Y., Bassett, J. R., & David, R (2014). The Technology of Accelerometry-Based Activity Monitors: Current and Future. Retrieved from [http://www.researchgate.net/publication/7474748\\_The\\_technology\\_of\\_accelerometry-based\\_activity\\_monitors\\_current\\_and\\_future](http://www.researchgate.net/publication/7474748_The_technology_of_accelerometry-based_activity_monitors_current_and_future) (accessed March 3, 2015).

- Jarkovská, H., & Jarkovská, M. (2009). *Posilování s náčiním 306krát jinak*. Praha: Grada Publishing.
- Jebavý, R., & Zumr, T. (2009). *Posilování s balančními pomůckami*. (1st ed.). Praha: Grada.
- Jensen, K. (2011). *Functional training – an obsolete term? GAMUT*, (12), 11-12. Dostupné na WWW: [http://www.aahf.info/sec\\_news/eJournal\\_Archives/Issue12/Functional](http://www.aahf.info/sec_news/eJournal_Archives/Issue12/Functional)
- Kalman, M., Hamřík, Z., & Pavelka, J. (2009). *Podpora pohybové aktivity pro odbornou veřejnost*. Olomouc: ORE – institut.
- Korvas, P., & Zahradník, D. (2012). *Základy sportovního tréninku*. Brno: Masarykova univerzita.
- Kovář, J. (2009). Postoje žáků středních škol ke sportovně pohybovým aktivitám (*Diploma thesis, Masaryk University, Brno, Czechia*). Retrieved from: - 62 [http://is.muni.cz/dok/fmgr.pl?lang=cs;so=nx;furl=%2Fth%2F79806%2Ffsps\\_m%2FKrištofič](http://is.muni.cz/dok/fmgr.pl?lang=cs;so=nx;furl=%2Fth%2F79806%2Ffsps_m%2FKrištofič)
- FKřištofič, J. (2007). *Kondiční trénink*. Praha: Grada Publishing. ISBN: 9788024721972.
- Kukačka, V. (2010). *Udržitelnost zdraví: vědecká monografie*. V Českých Budějovicích: Jihočeská univerzita, Zemědělská fakulta, ISBN 978-80-7394
- Machová, J., & Kubátová, D (2009). *Výchova ke zdraví*. Praha: Grada Publishing, a. s.
- Máček, M., Máčková, J., & Smolíková, L. (2010). Počet kroků jako ukazatel tělesné zdatnosti. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 19(2), 115–120.
- Marcus, H. B., & Forsyth, L. H. (2010). *Psychologie aktivního způsobu života: Motivace lidí k pohybovým aktivitám*. Praha: Portál. ISBN 978-80-7367-654-4
- Meijer, G. A. L., Westerterp, K. R., Verhoeven, F. M. H., Koper, H. B. M., & Hoor, F. (1991). Methods to Assess Physical Activity with Special Reference to Motion Sensors and Accelerometers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 38, pp. 221–229. <https://doi.org/10.1109/10.133202>
- Měkota, K., & Cuberek, R. (2007). *Pohybové dovednosti, činnosti, výkony*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 97880-244-1728-8.
- Miguelles, J. H., Cadenas-Sanchez, C., Ekelund, U., Delisle Nyström, C., Mora-Gonzalez, J., Löf, M., ... Ortega, F. B. (2017). Accelerometer Data Collection and Processing Criteria to Assess Physical Activity and Other Outcomes: A Systematic Review and Practical Considerations. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(9), 1821–1845. doi:10.1007/s40279-017-0716-0

- Munclingrová, M. (2003). *Kinezioterapeutické zásady u dysfunkce ligamentum cruciatum anterius*. Diplomová práce. Olomouc, Fakulta tělesné kultury, pp. 56.
- Novotný, J. (2012). *Hypokineze a, „civilizační nemoci“*. Retrieved 12. 6. 2017 from the World Wide Web: <http://www.fsps.muni.cz/~novotny/Hypokin.htm>
- Paynich, B. V. (2019). *Operations 10*. Pp. 64–66.
- Pisani, K. (2011). *Development of strength in football players throught functional methods*. Retrieved from <http://www.scribd.com/doc/73838239/Development-of-Strength-in-Football-Players-Through-Functional-Methods-July2011>
- Seghers, J., Van Hoecke, A.-S., Schotte, A., Opdenacker, J., & Boen, F. (2013). The Added Value of a Brief Self-Efficacy Coaching on the Effectiveness of a 12-Week Physical Activity Program. *Journal of Physical Activity and Health, 11*(1), 18–29.
- Serra-Paya, N., Solé, A. E., Gatus, J. R., Viñuales, I. C., Rojas, A. Z., Ortego, G. G., & Armengol, C. T. (2013). Evaluation of a family intervention programme for the treatment of overweight and obese children (Nereu Programme): a randomized clinical trial study protocol. *BMC Public Health, 13*, 1000. <https://doi.org/10.1186/1471-2458-13-1000>
- Semanik, P. A., Lee, J., Song, J., Chang R. W., Sohn, M., Ehrlich-Jones, L. S., ... Dunlop, D. D. (2015). Accelerometer-Monitored Sedentary Behavior and Observed Physical Function Loss. *Research and Practice, 105*(3), 560-566
- Sievänen, H., & Kujala, U. M. (2017). Accelerometry: Simple, but challenging. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sport, 27*(6), 574-578.
- Slepička, P., Hošek, V., & Hátlová, B. (2009). *Psychologie sportu (2. vydání)*. Praha: Karolinum.
- Sigmund, E., Długopolská, D., & Frömel, K. (2002). Longitudinal monitoring of physical activity and inactivity of adolescents from Olomouc-partial results after two years of observation. *Physical Education and Sport, 46*, 584-585.
- Sigmundová, D., & Sigmund, E. (2015). *Trendy v pohybovém chování českých dětí a adolescentů*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Sigmund, E., & Sigmundová, D. (2011). *Pohybová aktivita pro podporu zdraví dětí a mládeže*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Sigmundová, D., Sigmund, E., Hamřík, Z., Kalman, M., Pavelka, J., & Frömel, K. (2015). Sedentary behaviour and physical activity of randomised sample of Czech adults aged 20–64 years: IPAQ and GPAQ studies between 2002 and 2011. *Central*

- European Journal of Public Health*, 23(88), S91–S96.  
<https://doi.org/10.21101/cejph.a4142>
- Sigmund, E., Trhlíková, L., Sigmundová, D., & Badura, P. (2016). Trendy v obezitě a pohybové aktivitě u českých předškoláků v letech 2005-2015. *Prakticky Lekar*, 96(2), 71–76.
- Stackeova, D. (2010). Zdravotní benefity pohybové aktivity. *Hygiena*, 55(1), 25–28.  
Retrieved from <https://hygiena.szu.cz/artkey/hyg-201001-0008.php>
- Stejskal, P. (2004). *Proč a jak se správně hýbat*. Břeclav: Presstempus. ISBN 80-903350-2-0
- Thurgood, G., & Paternoster M. (2014). *CORE trénink*. Praha: Slovart s. r. o.
- Tremblay, M. S., Warburton, D. E. R., Janssen, I., Paterson, D. H., Latimer, A. E., Rhodes, R. E., ... Duggan, M. (2011). New Canadian physical activity guidelines. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 36(1), 36–46. <http://doi.org/10.1139/H11-009>
- Troiano, R. P., McClain, J. J., Brychta, R. J., & Chen, K. Y. (2014). Evolution of accelerometer methods for physical activity research. *British Journal of Sports Medicine*, 48(13), 1019-1023.
- Vähä-Ypyä, H., Vasankari, T., Husu, P., Mänttari, A., Vuorimaa, T., Suni, J., & Sievänen, H. (2015). A universal, accurate intensity-based mean amplitude deviation (MAD). *PlosOne*, 10(8), e0134813. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0134813>
- Vander Ploeg, K. A., Kuhle, S., Maxinova, K., McCavock, B., Wu, B., & Vewgclevs, P. J. (2013). The important of parented beliefs and weekend days among Canadian children. *BMC Public Health*, 13, 1132.
- van Hees, V. T., Gorzelniak, L., Dean León, E. C., Eder, M., Pias, M., Taherian, S., ... Brade, S. (2013). Separating movement and gravity components in an acceleration signal and implications for the assessment of human daily physical activity. *PLOS ONE*, 8(4), e61691. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.006169>
- Vélf, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: TRITON.
- Vlček, P., & Mužík, V. (2012). Soulad mezi projektovaným a realizovaným kurikulem jako faktor kvality vzdělávání v tělesné výchově. *Česká kinantropologie*. 16(1). 21–35.
- Wen, C. P., & Wu, X. (2012). Stressing harms of physical inactivity to promote exercise. *The Lancet*, 380, 192–193.



Zhang, K., Werner, P., Sun, M., Pi-Sunyer, F. X., & Boozer, C. N. (2003). Measurement of human daily physical activity. *Obesity Research*, 11(1), 33–40. <https://doi.org/10.1038/oby.2003.7>

Zvonař, M., Duvač, I., Sebera, M., Vespalec, T., Kolářová, K. & Maleček, J. (2011). *Antropomotorika pro magisterský program tělesná výchova a sport*. Brno: MU FSpS

Internetové zdroje:

AX3 User Manual. [online]. Dostupné z: <https://axivity.com/userguides/ax3/>

Consort - CONSORT 2010. *Consort - Welcome to the CONSORT Website* [online]. Dostupné z: <http://www.consort-statement.org/consort-2010>

TRX Suspension Training | Suspension Weight Training. *TRX Suspension Training | Suspension Weight Training* [online]. Copyright ©2005 [cit. 03.06.2019]. Dostupné z: <https://www.trxtraining.com>

Vybavení pro fitness centra a posilovny | 3D FITNESS. *Vybavení pro fitness centra a posilovny | 3D FITNESS* [online]. Copyright © Všechna práva vyhrazena, 3D FITNESS s.r.o. [cit. 03.06.2019]. Dostupné z: <https://www.3dfitness.cz>

## **11 SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha 1. Vzor informovaného souhlasu s účastí ve výzkumně a zpracováním dat pro účely výzkumu podepsaným testovanou osobou

Příloha 1. Vzor informovaného souhlasu s účastí ve výzkumně a zpracováním dat pro účely výzkumu podepsaným testovanou osobou

## Informovaný souhlas

**Název studie (projektu):** Ověření metodiky vnějšího zatížení v kondičním cvičení na závěsném systému TRX pomocí akcelerometru Axivity AX3: pilotní studie

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum: