

## DIPLOMOVÁ PRÁCE - TEXT

# ÚVOD

Pohyb je všeobecně považován za nezbytnou součást zdravého životního stylu. Mnohostranný přínos vyšší pohybové aktivity pro všechny věkové kategorie je již dlouho uznávanou skutečností, nicméně její uplatnění se v posledních desetiletích nijak významně nemění. Spíše se zdá, že se zvyšuje počet lidí, kteří i s tímto vědomím dávají přednost sedavému způsobu života.

Význam pohybu a jeho vliv na člověka žijícího v současném světě je předmětem mnoha studií. Již dnes máme dobré důvody nepochybovat o tom, že pravidelný a přiměřený pohyb má být součástí každého jedince ve všech věkových kategoriích.

Poznatky v oblasti fyziologie tělesné zátěže obohatily možnosti hodnocení tělesné zdatnosti metodami sledování základních fyziologických parametrů a reakcí na zvýšené nároky kladené na organismus fyzickou zátěží. K tomu účelu se užívají jednoduché zátěžové testy v laboratorních podmínkách, jejichž cílem je poznání funkční rezerv a limitujících faktorů pohybu.

Téma zátěže na bicyklovém ergometru oběma a jednou dolní končetinou se vyskytuje v celé řadě studií v různých obměnách. Zátěž jednou dolní končetinou je zejména prováděna u jedinců s amputacemi jedné z dolních končetin, po cévní mozkové příhodě a jedinců po operaci nebo úrazu kolenního kloubu. Jednotlivé práce se zabývají problematikou týkající se působení zátěže různé intenzity, trvání, popřípadě vlivu různě dlouhého tréninku na bicyklovém ergometru, porovnávají zdravé a nemocné jedince v různých věkových kategoriích, sportující i netrénované.

Tato práce se snaží porovnat naměřené hodnoty kardiovaskulárních parametrů při submaximálních stupních zátěže a v zátěži maximální jednou a oběma dolními končetinami na bicyklovém ergometru. Dále hodnotí intenzitu subjektivního vnímání na jednotlivých stupních zátěže a porovnává zátěž mezi levou a pravou končetinou.

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 Reakce na zátěž

Znalost alespoň základních údajů o reakci a adaptaci je velmi důležitá pro interpretaci výsledků zátěžových vyšetření, jednak při srovnání s patofyziologickými projevy charakteristickými pro určitá onemocnění a poruchy, pomáhá k jejich odhalení a k posouzení závažnosti. Získané poznatky přispívají k rozhodnutí o vhodném terapeutickém postupu, jsou důležité pro preskripci vhodné pohybové aktivity i pro kontrolu účinnosti zvolené léčby, pohybových a režimových opatření.

Reakce na tělesnou zátěž je bezprostřední odpověď řady orgánových systémů na svalovou práci. Její kvalitativní a kvantitativní hodnota závisí na druhu, intenzitě a délce trvání zátěže. Může být postupně ovlivňována adaptací (schopností různých orgánových systémů přizpůsobovat se funkčně i morfologicky mnohonásobně opakovaným, dlouhodobým vlivům zátěže), popřípadě maladaptací nebo dezadaptací (poklesem nebo vymizením pravidelných podnětů, které vedly k adaptaci). (Placheta et al., 1999)

### 1.1 Reakce základních kardiorespiračních parametrů na dynamickou zátěž

Podstatou tělesné zátěže je svalová činnost. Předpokladem svalové práce je adekvátní transport dýchacích plynů, k čemuž je zapotřebí koordinovaná činnost ústrojí dýchacího a oběhového (Máček, Vávra, 1988)

Transportní systém je tvořen komplexem orgánových systémů a jejich vzájemně na sebe navazujících funkcí, které zajišťují zvýšený přísun  $O_2$  a energetických zdrojů do pracujících svalů i dalších tkání s odsunem  $CO_2$  a jiných metabolitů. K jeho hlavním složkám patří kardiovaskulární a dýchací systém.

Kapacita transportního systému je udávána hodnotou maximálního příjmu kyslíku (v litrech), stanovenou z minutového srdečního výdeje a arteriovenózního rozdílu ( $a-v_{\text{dif}}$ ).

### 1.1.1 Reakce kardiovaskulárního systému na dynamickou zátěž

V oběhovém ústrojí se započatá tělesná zátěž projevuje zvyšováním minutového srdečního výdeje (centrální složka) a změnami v distribuci krevního proudu (periferní složka). Minutový srdeční výdej se zvyšuje v prvních fázích svalové práce poměrně rychle. Při středně těžké intenzitě zátěže dosáhne již po první minutě práce přes 80 % své konečné hodnoty. Při vyšší zátěži je vzestup poněkud pomalejší. Minutový srdeční výdej závisí na dvou komponentách, a to na srdeční frekvenci a na tepovém (systolickém) objemu. Ejekční frakce s u zdravých jedinců může zvýšit z 55 na 85% (Placheta et al., 2001). Zvýšení minutového srdečního výdeje v začátku zátěže závisí hlavně na urychlení srdeční frekvence. Hodnoty vzrůstají o přibližně 30 až 40% v okamžiku, kdy intenzita zátěže dosahuje asi 50% maximálního příjmu kyslíku ( $VO_{2\text{max}}$ ). U intenzit nad touto úrovní, se tepový objem ustaluje a zůstává stabilní až do úplného vyčerpání jedince. Toto zvýšení tepového objemu odráží mobilizaci krve podmíněnou gravitací v dolních končetinách. Když dospělý člověk zaujme vzpřímenou polohu, objem krve v dolních končetinách se zvyšuje až o 500 až 1000 ml, a výsledný pokles středního objemu krve způsobí, že minutový srdeční výdej a tepový objem klesne o 20 až 40%. S nástupem vzpřímené cvičení, kontrakce kosterních svalů v dolních končetinách mobilizovat krev a dochází ke zvýšení středního objemu krve, růstu tepového objemu objem a minutového srdečního výdeje. (Rowland, 2005)

Zvětšení tepového objemu (SV) při svalové zátěži závisí hlavně na dobré funkci svalové pumpy a tím dobrých podmínek venózního návratu.

Tepový objem se liší při různých hodnotách srdeční frekvence (SF). Při nízké a střední intenzitě se poněkud zvyšuje enddiastolický a snižuje endsystolický objem, což vede k mírnému zvýšení tepového objemu (SV), zatímco při vyšší srdeční frekvenci se tyto hodnoty přibližují a tepový

objem poněkud klesá. Samotná intenzita zátěže velikost tepového objemu prakticky neovlivňuje. (Placheta et al., 2001; Máček, Radvanský, 2011)

Důležité změny po započetí svalové práce se odehrávají i v cévním řečišti. Charakteristickou změnou je v samém začátku svalové práce dilatace svalových cév. Tato iniciální dilatace se projevuje v lehkém přechodném poklesu krevního tlaku. Po této fázi, která trvá asi deset sekund, se v cévním systému projevuje komplexnější důsledky změny tonu vegetativního nervstva, závisující na intenzitě tělesné zátěže. To má za následek vazokonstrikci, která postihuje celé venózní řečiště, dále cévy útrobní (splanchnické, renální), cévy kožní a též cévy kosterního svalstva nezapojeného do práce. V pracujícím svalu je však tento vliv vegetativního nervstva zablokován, cévy jsou zde široce dilatovány. Tyto změny průsvitu cév vedou k redistribuci krve s preferenční dodávkou do pracujících svalů, ochuzena je oblast útrobní a kožní. Dilatace svalových cév se projevuje i poklesem systémové cévní rezistence, která pochopitelně závisí i na množství svalstva zapojeného do práce. (Rowland, 2005; Calbet et al., 2007; Máček, Vávra, 1988). Při vyšších zátěžích se objevuje poměrně velká změna v redistribuci krve. V klidu protéká svaly asi 20% celkového množství krve srdečního minutového výdeje, které při zátěži vzroste podle intenzity a nároků až na 80%. Dilatace svalových arteriol umožňuje až dvacetinásobné zvýšení perfuze pracujících svalů. (Máček, Radvanský, 2011)

Systolický krevní tlak na začátku zátěže stoupá, diastolický (obtížně měřitelný) se většinou udržuje na přibližně stejné úrovni nebo lehce kolísá, v závěru práce může někdy vzrůst jeho hodnota nebo u vegetativně labilních či některých mladých osob klesá až k nule - tzv. dystonická reakce. Jeho výpovědní hodnota je nízká. (Placheta et al., 2001)

Rovnovážného stavu dosahují tyto parametry mezi třetí a čtvrtou minutou zátěže, při vyšší zátěži ještě později, pokud vůbec dojde k rovnovážnému stavu před vyčerpáním. Rovnovážný stav

organismu, je stav, při kterém jsou základní funkce stabilizovány na určité úrovni. (Máček, Vávra, 1988)

Reakce kardiovaskulárních hodnot závisí na intenzitě, druhu a délce zátěže, na individuálních vlastnostech vyšetřovaného i na celé řadě zevních vlivů.

Minutový srdeční výdej v iniciální fázi zátěže rychle stoupá a to díky prudkému vzestupu srdeční frekvence a zvyšování systolického objemu. Při nižších a středních intenzitách zátěže může dosáhnout rovnovážného stavu do 2-3 min. U vyšších zátěží s mimořádným vzestupem srdeční frekvence blízcím se maximu a provázeným omezením diastolického plnění, hodnoty systolického objemu a minutového srdečního výdeje klesají. (Placheta et al., 1999)

Krevní tlak vykazuje také typické změny při dynamické svalové zátěži. Hodnota krevního tlaku je funkcí minutového srdečního výdeje a periferní cévní rezistence. Při dynamické svalové zátěži se podstatně zvyšuje minutový srdeční výdej, ale snižuje se však periferní cévní rezistence důsledkem dilatace cévního řečiště ve svalech zapojených do činnosti. Výsledkem těchto protichůdně působících faktorů je různý vliv svalové činnosti na hodnoty systolického a diastolického krevního tlaku. Zrychlená systolická ejekce, která je nezbytná při vysoké tepové frekvenci jakožto hlavní složce velkého minutového srdečního výdeje je hlavní příčinou vzestupu systolického TK.

Naproti tomu snížení periferní cévní rezistence, umožňující rychlý únik krve z arteriálního pružníku, má vliv na hodnoty tlaku diastolického, které se při stoupající dynamické svalové zátěži příliš nezvyšuje, zvláště jsou-li do činnosti zapojeny velké svalové skupiny. (Máček, Vávra, 1988)

Systolický krevní tlak při zátěžích nízké a střední intenzity rychle dosahuje rovnovážného stavu (130-170 mmHg). Diastolický tlak zůstává bez výraznějších změn nebo lehce klesá. Zátěže submaximální a maximální intenzity vedou k postupnému zvyšování systolického tlaku až do ukončení (>200 mmHg). Diastolický tlak může klesat až k nulové hodnotě nebo v některých případech i stoupat a přispívat tak ke snižování tepového tlaku. (Placheta et al., 2001)

Srdeční frekvence SF je nejčastěji používaným funkčním ukazatelem v zátěžové diagnostice. Její reakce probíhá v několika fázích.

Fáze úvodní předchází fyzickému výkonu. Dochází ke zvýšení srdeční frekvence nad obvyklé klidové hodnoty, někdy i o desítky tepů, v závislosti na předpokládané náročnosti zátěže. Tento jev může být podmíněn i určitou fyzickou přípravou na výkon (rozcvičení), vzniká i spontánně pod vlivem emocí a podmíněných reflexů.

Fáze průvodní je provázena prudkým vzestupem srdeční frekvence v iniciální části, následuje pak pozvolnější vzrůst hodnot v závislosti na intenzitě zátěže, která je rozhodující i pro další průběh odezvy. Při zatížení nižších až středních intenzit se srdeční frekvence ustálí na hodnotách rovnovážného stavu úměrných výkonu, při zátěžích vyšších intenzit však stále roste a může dospět k maximálním hodnotám.

Za předpokladu, že pacient má sinusový rytmus a nemá medikaci, platí pro maximální SF zhruba referenční hodnoty uvedené v tabulkách.

Věk	SF průměr muži	SD	Věk	SF průměr ženy	SD
12	188	7,7	12	193	8,2
15	195	6,9	15	193	7,2
18	196	7,8	18	199	7,5
25	192	9,1	25	199	7,3
35	189	11,9	35	189	7,9

### **Tabulky 1. a 2. Hodnoty průměrné SFmax u mladých mužů a žen**

Zotavovací (následná) fáze je závislá především na druhu a intenzitě zátěže. Nejprve začíná prudkým poklesem a po 3-5 minutách pokračuje pozvolnějším snižováním až k výchozím klidovým hodnotám. (Placheta et al., 2001)

## 2 Zátěž na bicyklovém ergometru jednou dolní končetinou

Poranění kolene z fyzické aktivity a sportu jsou typické pro sportovce všech věkových kategorií. Zvláště to bývá podvrtnutí a poranění zkřížených vazů v kolenním kloubu. Po operaci pak dochází ke snížení aktivity a zhoršení fyzické zdatnosti. K prevenci dekondice lze co nejdříve využít aerobní trénink s využitím zdravých končetin, zátěž jednou dolní končetinou na bicyklovém ergometru nebo zátěž pomocí klikového ergometru. Totéž platí i u osob po amputaci končetiny či po cévní mozkové příhodě. (Olivier et al., 2008)

Zatížení horních končetin je odlišné oproti zatížení dolních končetin. A to nejen typem a množstvím svalových vláken, ale také krevním průtokem a zatížením srdce, protože zvyšuje požadavky myokardu.

Pokud z nějakého důvodu nejsou jedinci schopni zátěže na klikovém ergometru, lze využít zátěže na bicyklovém ergometru jednou dolní končetinou. (Heller, 2011)

Při zátěži oběma dolními končetinami na bicyklovém ergometru jsou gravitační a setrvačné síly působící na každé noze na pedálu v podstatě vyvažovány kontralaterální končetinou. Naopak, šlapání jednou dolní končetinou se obvykle provádí alternativně odstraněním jedné nohy z pedálu a šlape se končetinou druhou. V tomto případě nejsou síly působící při šlapání na pedál vyrovnávány kontralaterální končetinou a dochází k nevyváženému pohybu. Tento způsob zátěže vyžaduje aktivní flexi dolní končetiny a nohy při fázi tažení pedálu z dolní pozice směrem vzhůru. Svaly, které se podílí na flexi, jsou relativně malé a více unavitelné a mohou proto omezit délku zátěže. Pokud se však zátěž jednou dolní končetinou provádí se stejnou biomechanikou jako při zátěži oběma dolními končetinami biomechaniky, mohl by se zvýšit teoreticky celkový objem a intenzita cvičení. Nedávno byl vymyšlen systém protizávaží, který umožňuje šlapání jednou dolní končetinou se stejnou biomechanikou podobnou jako šlapání oběma dolními končetinami.



Protizávaží je připevněno ke klice pedálu na straně nešlapající dolní končetiny, a to umožňuje, aby gravitační a setrvačné síly byly podobné těm, které obvykle poskytuje kontralaterální končetina. (Thomas, 2011)

Jak uvádí Heller (2011) fyziologická odezva na maximální asynchronní a synchronní práci horních končetin je u netréovaných mužů a žen obdobná. Ve srovnání s maximálním zatížením na bicyklovém ergometru dosahují netréovaní muži a ženy při práci horních končetin nižší procento svého maximálního ergometrického výkonu na bicyklovém ergometru (cca 40-50 %), ale maximální či vrcholové hodnoty spotřeby kyslíku zpravidla odpovídají 60 až 70% hodnot dosažených na bicyklovém ergometru. Tato diskrepance je způsobena nižší mechanickou účinností pro práci horních končetin ve srovnání s prací dolních končetin (cca 16 % vs. 20-22 %).

Zátěž horní části těla zahrnuje malé svalové skupiny, a to navozuje nižší odpovědi na kardiorespirační a metabolické úrovni ve srovnání se zátěží oběma dolními končetinami. Vzhledem k práci menší svalové hmoty, zátěž horními končetinami vykazuje nižší hodnoty maximální srdeční frekvence ( $SF_{max}$ ) (o 10%) a hodnoty maximální minutové ventilace ( $VE_{max}$ ) (o 30%), oproti zátěži oběma dolními končetinami na bicyklovém ergometru. Maximální příjem kyslíku ( $VO2_{max}$ ) dosahuje u netréovaných jedinců během zátěže horními končetinami 46% až 88% hodnot  $VO2_{max}$  při zátěži oběma dolními končetinami. Během submaximální zátěže, jsou ale na klikovém ergometru při daném stupni zátěže hodnoty  $VO2$ ,  $SF$  a  $VE$  o 20% vyšší než při zátěži na bicyklovém ergometru oběma dolními končetinami.

Zátěž jednou dolní končetinou na bicyklovém ergometru vykazuje oproti zátěži oběma dolními končetinami nižší hodnoty  $VO2_{max}$  (o 20%),  $VE_{max}$  (o 14%) a  $SF_{max}$  (o 9%). Během submaximální zátěže jsou při daném stupni zátěže hodnoty  $VO2$ ,  $VE$  o 30% vyšší při zátěži jednou oproti oběma dolním končetinám. (Olivier et al., 2008). Ke stejným závěrům došli ve své studii i Ogita et al. (1999).

Vyšší hodnoty VO<sub>2</sub> byly vysvětleny rozdílností v síle, která byla aplikovaná na pedály při šlapání jednou a oběma dolními končetinami a účinkem posturální složky. (Sergeant, Davies, 1977)

Ve studii Wezenbergové et al. (2012) se autoři přiklánějí k názoru, že zátěž jednou dolní končetinou na bicyklovém ergometru je pro pacienty po amputaci dolní končetiny výhodnější než zátěž klikovou ergometrií. Jako důvody uvádějí, že zátěž jednou dolní končetinou cílí na velké svalové skupiny zdravé dolní končetiny, a to vede k vyšším hodnotám aerobní kapacity, dále bylo zjištěno, že pacienti udávají nižší hodnoty RPE, z toho vyplývá lepší tolerance zátěže. Také se snadněji měří EKG a TK z důvodu vyloučení pohybů horních končetin.

Závěry studií China et al. (1997 a 2001) potvrzují, že zátěž jednou dolní končetinou lze použít jako metoda pro stanovení anaerobního prahu u pacientů s amputací dolní končetiny, a že tato zátěž je efektivní při zlepšování fyzické kondice amputovaných.

Studie Estona a Brodieho (1986) hodnotí parametry jako VO<sub>2</sub>, SF, VE a RPE při zátěži horními, dolními končetinami a zátěži kombinované (horními a dolními končetinami dohromady). Všechny parametry byly vyšší u zátěže horními končetinami, oproti zátěži dolními končetinami a zátěži kombinované. Mezi kombinovanou zátěží a zátěží dolními končetinami nebyly zaznamenány žádné rozdíly.

Cílem studie Abbisse et al. (2001) bylo zjistit, jestli má větší vliv zátěž jednou a oběma dolními končetinami pro zvýšení oxidačního potenciálu a svalového metabolismu. Závěrem je, že krátkodobý vysoce intenzivní trénink jednou dolní končetinou vyvolává větší zvýšení v metabolického a oxidativního potenciálu kosterního svalstva při zátěži oběma dolními končetinami.

Studie Miyachiho et al.(2001) zjišťuje účinek zátěže jednou dolní končetinou na arteriální a venózní dynamiku. Zátěž zvyšuje kapacitu transportního systému. Ta se udává hodnotou VO<sub>2max</sub>, stanovenou z minutového srdečního výdeje a arteriovenózního rozdílu. 80% maximálního srdečního

výdeje je závislá na práci kosterních svalů během zátěže. Během dynamické zátěže dochází ke zvyšování krevního průtoku ve svalech a v důsledku toho dochází ve velkých a středních arteriích ke zvětšování jejich průměru. Mnoho studií uvádí zvětšení průměru velkých arterií v zatěžovaných končetinách u mladých lidí, kteří vykonávají pravidelnou vytrvalostní zátěž oproti jejich vrstevníkům, kteří zátěž nepodstoupili. Bylo prokázáno, že několika měsíční pravidelná vytrvalostní zátěž přispěla ke zvětšení průměru břišní aorty u mladých lidí.

Zátěž nízké intenzity ovlivňuje regionální tuhost artérií. To ve své studii ukazují Sugawara et al. (2003). Po zátěži jednou dolní končetinou na bicyklovém ergometru se signifikantně snížila rychlost pulzní vlny krve od femorální arterie k arteriím v oblasti kotníku. Změna proběhla na dolní končetině, která vykonávala zátěž, nikoliv na necvičící, což značí, že pokles tuhosti artérií se děje na regionální úrovni (endoteliální vazoaktivní faktory), nejedná se tedy o vliv systémový.

K podobným výsledkům ukazujícím vliv vytrvalostní zátěže na snížení cévní rezistence a následného snížení krevního tlaku došli také ve svých studiích i Cornelissen a Fagard (2005) a Munir et al. (2008)

Studie Carvalho et al. (2008) se zabývá porovnáním zátěží jednou dolní končetinou na bicyklovém ergometru a 6MWT (6-ti minutový chůzový test).

Výskyt cévní mozkové příhody stoupá s věkem a populace s tímto onemocněním se obvykle skládá z jedinců s vysokou prevalencí kardiovaskulárních onemocnění, s dekondukcí a sedavým způsobem života. To vede ke snížení kardiorepirační zdatnosti. Specifické poruchy hemiparetiků, jako je svalová slabost, bolest končetiny, spasticita a problémy s rovnováhou, mohou způsobit potíže při realizaci standardního zátěžového testu. Bicyklová ergometrie se ukazuje jako vhodná pro zatížení těchto pacientů. (Carvalho et al. 2008; Sunnerhagen, Mattsson, 2005)

Carvalho et al. (2008) našli nízké až střední korelace mezi měřenými parametry mezi 6MWT a zátěží na bicyklovém ergometru paretickou dolní končetinou. 6MWT nevykazoval významné korelace s proměnnými při zátěži neparetickou dolní končetinou.

Srdeční výdej se efektivně rozdělován do pracujících svalů na základě regionálních změn v cévní rezistenci.

Ve studii Greena et al.(2002) autoři zkoumali funkci cév v nepracujících svalech na předloktí při zátěži dolních končetin a určovali podíl endoteliálního oxidu dusnatého (NO) na hyperemii. Oxid dusný je vazodilatátor, který má antiproliferační, antiadhezivní, a antitrombotické vlastnosti a je produkován v endotelu cév. NO přispívá k vytvoření zátěžové hyperemii a koordinuje cévní odpověď při zátěži. Výsledky studie naznačují, že se systémová produkce NO objevuje během zátěže v cévách nepracujících svalů předloktí. Toto zjištění poskytuje věrohodné vysvětlení proantiaterogenní výhody zátěže.

Pacienti s chronickou obstrukční plicní nemocí (CHOPN) jsou při zátěži omezeni dušností a sníženou ventilací a výsledkem je, že nejsou schopni zvýšit  $VO_{2max}$ . Cvičení může být také omezeno periferní svalovou dysfunkcí v důsledku snížené svalové hmotnosti, snížení mitochondriálního objemu a nízké aktivity oxidačních enzymů. Jednou z možností je rozdělení výkonu na menší svalové skupiny při zachování stejného zatížení svalů. Proto je zde doporučována cvičení jednou dolní končetinou při poloviční zátěži než cvičení oběma dolními končetinami. To bude klást stejné nároky na svaly, ale celkové metabolické zatížení a z toho plynoucí i ventilační zatížení bude menší než při cvičení oběma. To také umožní i delší trvání zátěže. (Dolmage, Goldstein, 2006 a 2008)

### **3 Zdroje zátěže**

#### **3.1 Ergometry**

Ergometrů, jako zdrojů zátěže je několikero, ale mezi nejznámější a nejpoužívanější patří určitě běhátko a bicyklový ergometr. V USA je běhátko oblíbenější pro větší zapojení svalových skupin,

ale vyšetření má řadu nevýhod. Nejčastějším zdrojem zatížení je proto v evropských zemích bicyklový ergometr. Jsou to nejpřesnější zařízení na měření vykonané práce.

### 3.1.1 Bicyklový ergometr

Základním principem zatěžování pacienta na bicyklovém ergometru je respektování jeho hmotnosti. Proto je správné volit zátěž vždy ve wattech na kilogram hmotnosti pacienta. (Placheta et al., 2001; Máček, Radvanský, 2011)

Pro práci dolních končetin se využívá nejčastěji bicyklových ergometrů a pro práci horních končetin pak ergometry klikové. Tyto zdroje zátěže jsou zároveň prostředky sloužící k vyšetření a terapii.

Bicyklové ergometry rozlišujeme na mechanicky a elektricky bržděné.

Mechanicky bržděné ergometry s regulovatelným třecím odporem se lehce ovládají, jsou cenově dostupné, mají nízkou hmotnost, mohou se poměrně snadno kalibrovat a nejsou vázány na zdroj elektrické energie. Nevýhodou je ale nutnost přesného dodržování počtu otáček při stejném odporu brzdy, který se však může v průběhu zátěže měnit pod vlivem různých faktorů, a proto dávkování nelze považovat za zcela přesné a spolehlivé.

Elektricky bržděné ergometry se oproti mechanickým vyznačují nezávislostí výkonu na změnách počtu otáček.

Bicyklový ergometr je v dnešní době nejčastěji používaný přístroj k funkční diagnostice a k dávkování zátěže na evropském kontinentě. Výkon je dán odporem brzdící síly, frekvencí otáček a je při testech dávkován v hodnotách relativních, přepočtených na 1 kg hmotnosti těla (W/kg), nebo absolutních (W). Obsluha ergometru je jednoduchá, u moderních přístrojů je možné zátěž naprogramovat. Zátěž lze nastavovat ručně nebo počítačem. Pro děti by měla být možnost nastavit zátěž po 5W a pro dospělé po 10 W. Zatížení je možné v sedě, vleže i v polosedě s možností rychlých změn polohy. Ukazatelé otáček a výkonu průběžně informují lékaře i pacienta.

Vestavěný počítač s tiskárnou poskytuje okamžité výsledky. Zařízení má kompatibilní spojení s ostatními složkami přístrojového komplexu (tonometr, EKG, analyzátor vydechovaných plynů). Mechanická účinnost se pohybuje mezi 20-25%. Počet otáček je v rozsahu 40-60/min (pro zdravé až 120/min). Každý ergometr by měl mít možnost úpravy výšky a vzdálenosti sedla, řídítek a délky kliky vzhledem k tělesným proporcím vyšetřovaného. (Placheta et al., 2001)

### **3.1.2 Klikový ergometr**

Klikový ergometr se v praxi využívá méně často, jen u vybraných indikací. Používá se při práci vstoje i vsedě. Vstoje především pro fyziologická měření a výzkum, vsedě u pacientů pohybově hendikepovaných, kteří nemohou podstoupit zátěž na bicyklovém ergometru. Jedná se o osoby upoutané na invalidní vozík, jako paraplegici a kvadruplegici, dále jedince s amputacemi dolních končetin, s jinými poruchami hybnosti dolních končetin nebo osoby postižené mozkovou obrnou.

Využívá se klasický jednoklikový rumpálový ergometr nebo dvouklikový ergometr. Jednoklikový ergometr má široké držadlo, umístěné na jedné straně hřídele, drží se oběma rukama, používá se zejména při práci ve stoje.

Dvouklikový ergometr vzniká většinou po úpravě bicyklového ergometru tak, že ergometr zvedneme a sklopíme dopředu až má šlapkovou část tak vysoko, aby jimi šlo točit rukama. Existují však i speciálně vyráběné přístroje. Dvouklikový ergometr zaměstnává omezené svalové skupiny horních končetin a pletence pažního, přičemž narůstá neoxidační (anaerobní) podíl úhrady energie, spojeny s rychlou produkcí laktátu a vznikem metabolické acidózy. (Placheta et al., 2001)

### **3.2 Výhody a nevýhody bicyklového a klikového ergometru**

Výhody společné pro oba typy ergometrů jsou dobrá reprodukovatelnost zatížení, čímž se myslí přesnost měření použité metody, možnost nastavení libovolné zátěže podle potřeby, lze i kontinuálně zvyšovat zátěž. Výhodou je i prostorová nenáročnost a nehluký provoz.

Při zátěži na bicyklovém ergometru je možnost sledování základních kardiorespiračních parametrů i kvalitního snímání EKG. Naproti tomu u klikového ergometru je snímání EKG a měření krevního tlaku velice obtížné, spíše nemožné. Nevýhodou obou přístrojů je nutnost pravidelné kalibrace. Také nezvyk zatížení ať už dolních nebo horních končetin může působit negativně, je zde i možnost vzniku předčasné svalové únavy. Pro bicyklový ergometr je určitou nevýhodou riziko pádu. (Placheta et al., 1999)

## **4 Subjektivní hodnocení intenzity vnímání tělesné zátěže**

Každá pohybová aktivita v našem těle vyvolává různé subjektivní somatické symptomy, které zaznamenáváme jako pocity. Pro subjektivní hodnocení tělesné zátěže na základě vypětí a únavy ve svalech a dalších negativních pocitů, jako je dušnost a bolest na hrudi, bylo vytvořeno mnoho škál, z nichž nejznámější a nejužívanější je Borgova škála - RPE (Rating of Perceived Exertion). Škála obsahuje patnáct slovně vyjádřených stupňů od 6 do 20. Autor zvolil počínající hodnotu 6 pro nelineární počátek vztahu mezi pocity a lehkou zátěží. Popisuje spíše „gestalt“ neboli obecnou percepci pocházející ze zátěže než specifikované vjemy. V průběhu zátěžového testu hodnotí pacient své pocity, které se registrují do protokolu. Borgova škála bývá vždy umístěna v laboratoři před pacientem. Podle ní vyšetřovaný vyjadřuje po skončení každého stupně zátěže příslušným číslem svůj odhad vnímání intenzity dané zátěže.

Individuální posouzení intenzity zátěže dle Borga lze s dosti velkou přesností odhadovat podle subjektivního vnímání vyvolaných pocitů a jejich přesnějšiho označení. Přes určité podceňování se překvapivě ukázalo, že tyto odhady vyjádřené slovně nebo ukázáním na odpovídající stupeň na škále vysoce korelují s objektivními indikátory intenzity zátěže, jako je srdeční frekvence ( $r = 0,8-0,9$ ), spotřeba kyslíku, hladina krevního laktátu a velikost minutové ventilace. Pro zdravé muže středního věku by při mírné až těžké zátěži měla hodnota srdeční frekvence (SF) být asi desetinásobkem hodnoty RPE. (Máček, Radvanský, 2011; Mocková, Radvanský, Matouš, 2000; Placheta et al., 2001; Placheta et al., 1999, Borg, 1982)

Výhodami RPE škály jsou její neinvazivnost, jednoduchost a snadná použitelnost, využití v terénu, kde není možno přesně určit a sledovat aktuální zatížení, možnost regulace zátěže podle aktuálního stavu organismu a také využití pro pacienty, kteří se z různých důvodů nemohou zcela spolehnout na odhad zátěže pomocí tepové frekvence. (Mocková et al., 2000) Nejčastěji je využívána u pacientů s kardiovaskulárními a respiračními poruchami. RPE škála je také používána v rehabilitaci pro preskripci a nastavení intenzity fyzické zátěže nebo jako prostředek pro hodnocení zátěže při tréninku. Podobné využití RPE škály je také nalezeno v epidemiologických studiích pro hodnocení intenzity různých pracovních úkolů a volnočasových aktivit. (Borg, 1990)

Tuto škálu je možné využít jak v hodnotícím („estimation“/„response“) protokolu, kde jsou jedinci vystaveni určitému stimulu, a pak požádáni, aby se pokusili odhadnout jeho intenzitu, tak v produktivním protokolu („production“), kdy vyšetřování intenzitu zatížení ergometru manipulují tak, aby odpovídala určité subjektivní intenzitě. (Mocková et al., 2000; Dunbar et al., 1991)

Vnímání zátěže je však komplexní psychofyzilogický proces, který může být ovlivněn mnoha fyziologickými, psychologickými a jinými faktory.

Fyziologické faktory mohou být podněty „periferní“, přicházející ze svalů a kloubů pracujících končetin, podněty „centrální“, též „respiračně-metabolické“, pocházející z kardiopulmonální oblasti podněty nespecifické. Respiračně-metabolické signály zátěže zahrnují ventilaci ( $V_E$ ), spotřebu



kyslíku ( $VO_2$ ), výdej oxidu uhličitého ( $VCO_2$ ) a srdeční frekvenci (SF). Z výsledků studií je patrné, že pro většinu z těchto mediátorů existuje určitý práh, který se vyskytuje přibližně v bodě tzv. anaerobního prahu měřeného pomocí hodnoty krevního laktátu, kdy se v zátěži zvětšují nároky na dýchání a výměnu plynů vůbec. Z lokálních mediátorů byly popsány: metabolická acidóza, typ svalových vláken, regionální prokrvení a dostupnost energetických substrátů. (Mocková et al., 2000)

Hampson et al. (2001) ve své studii zkoumali, do jaké míry aferentní zpětné vazby, pocházející z kardiopulmonálních a lokálních podnětů, zprostředkují vnímání námahy. Autoři došli k závěru, že vnímání námahy zahrnuje integraci mnohočetných aferentních signálů z mnoha různých percepčních podnětů. Přesnost, se kterou mohou pacienti regulovat intenzitu zátěže na základě hodnot RPE, pokles svalové výkonnosti, který se objevuje před únavou, do jaké míry může být vnímání námahy a SF změněno hypnózou a tréninkem biofeedbacku, to všechno poskytuje důkazy o existenci takového regulačního mechanismu.

Takzvané nespecifické mediátory jsou tvořeny generalizovanými nebo systémovými fyziologickými reakcemi, jako je hormonální sekrece, regulace teploty a cvičením vzniklá bolest.

Předpokládá se i vliv psychologických faktorů (asi 33%). Ty mají největší vliv na lehké a střední intenzitě zátěže spíše než na vysoké, kde jsou silnějším signálem fyziologické vjemy. Zde můžeme jmenovat např. hypnotickou sugesci, očekávanou dobu zátěže, očekávanou úroveň výkonnosti, sociální vliv dalších osob, motivaci, emoční stav, kognitivní styl a další.

Jinými faktory, které mohou ovlivnit vnímání zátěže, mohou být prostředí, pohlaví a věk, fyzický trénink, kouření a medikace. Co se týká pohlaví, rozdíl mezi muži a ženami v hodnocení úsilí při zátěži pravděpodobně není. Obecně bylo zjišťováno, že při stejném tělesném cvičení hodnotily ženy zátěž jako významně vyšší než muži. Borg ale zjistil, že při zátěži na bicyklovém ergometru tento rozdíl vymizel, pokud byly porovnávány relativní parametry a intenzita zátěže korigována vzhledem k pracovní kapacitě (vyjádřená v procentech maximální výkonnosti).

(Mocková et al., 2000). Podobné výsledky vyplývají také ze studie Robertsona et al. (2000), ve které autoři zkoumají vliv pohlaví na hodnocení vnímaného úsilí při zátěži na běhátku, lyžařském ergometru a na bicyklovém ergometru. Porovnávají absolutní a relativní hodnoty spotřeby kyslíku ( $VO_2$ ) a srdeční frekvence (SF). Závěrem studie je, že hodnoty RPE se mezi ženami a muži nelišily, když byly porovnávány relativní hodnoty a intenzita zátěže se pohybovala mezi 70 a 90% maximálních hodnot.

RPE se nejčastěji využívá jako přídatný ukazatel ke standardním fyziologickým a klinickým odpovědím během zátěžových testů, a to jako závislý i nezávislý parametr. Kombinace objektivních fyziologických parametrů a subjektivních parametrů během stupňovaného zátěžového testu tak poskytuje celkové zhodnocení zátěže vyprovokované cvičením a informaci o individuální toleranci této zátěže. Základním předpokladem klinické aplikace RPE je, že percepční a fyziologické odpovědi mají lineární vztah platící při různých typech cvičení a intenzitách, což je zvláště důležité pro predikci maximálních hodnot ze submaximálních testů. Jednou z nejznámějších a původních aplikací RPE v klinice je užití percepčních odpovědí k vedení progresu stupňovaného zátěžového testu. Terminální RPE (poslední bod škály) může být subjektivním potvrzením toho, že klinické nebo fyziologické konečné body testu byly dosaženy. Vrcholové („peak“) hodnoty fyziologických parametrů nejsou vždy uspokojivě senzitivními kritérii pro ukončení testu, protože na vrcholové intenzitě je velká interindividuální variabilita SF i  $VO_2$ , a to zvláště u koronárních či plicních pacientů. Za určitých podmínek je RPE lepším a senzitivnějším indikátorem relativního metabolického stresu než SF. Udává se, že RPE může být diagnostickým nástrojem v rozlišování mezi klinicky normálními a patologickými odpověďmi na stupňovaný zátěžový test. Čím je větší progres nemoci, tím vyšší bude RPE na určitém referenčním bodu testu, pokud se srovná s klinicky normálním subjektem. To je dáno snížením funkčního aerobního výkonu úměrně progresi nemoci. (Mocková et al., 2000)

Hlavním závěrem studie Colberga et al. (2003) je, že pacienti s diabetickou kardiovaskulární autonomní neuropatií nemají normální hemodynamickou odpověď na fyzickou zátěž. Autonomní neuropatie u nich negativně ovlivňuje regulaci SF během zátěže tak, že snižuje  $SF_{max}$  a  $TK_{max}$  a naopak způsobuje vyšší klidovou SF. To znamená, že je porušená sympatoadrenální odpověď na zátěž. Maximální aerobní kapacita ( $VO_{2max}$ ) bývá u diabetiků 2. typu snížena bez ohledu na to, zda mají či nemají diabetickou autonomní neuropatii.

Studie Mockové et al. (2000) ukazuje, že je možné využít Borgovu RPE škálu při stupňovaném zátěžovém testu na bicyklovém ergometru také u pacientů léčených beta-blokátory sympatiku. Uvádí, že tito pacienti jsou schopni správně ohodnotit vnímané úsilí. V zátěžových testech u pacientů léčených beta-blokátory je použití subjektivního vnímání o to důležitější, protože u nich není možné plně se spolehnout na srdeční frekvenci. Subjektivního hodnocení intenzity zátěže lze následně využít i v pohybové terapii vyšetřovaných jedinců s tím, že po individuálním otestování pacientů je možné určit jedince, kteří budou schopni regulovat svou intenzitu zátěže s použitím RPE.

## 5 Lateralita

Lateralitou nazýváme vývojové odchylky v souměrnosti organismu podle jeho střední roviny ve smyslu nadřazenosti jedné strany proti druhé. Tato asymetrie se týká buď tvaru (lateralita tvarová), nebo činnosti párových orgánů (lateralita funkční). (Drnková, Syllabová, 1983)

Lateralitou tedy rozumíme vztah pravé a levé strany k organismu nebo odlišnost pravého levého z párových orgánů. Tato odlišnost spočívá v určitém druhu funkční nesouměrnosti. Projevuje se rozdílnou aktivitou, výkonností nebo specializací jednoho z oboustranného páru tělesných orgánů ve srovnání s druhým.

Lateralita tvarová (morfologická) si všímá rozdílu jak ve stavbě těla, tak zvláště rozdílu ve tvaru, velikosti a objemu párových orgánů. Víme, že někteří lidé mají jednu ruku silnější nebo delší než druhou, jednu nohu mohutnější a objemnější.

Lateralita funkční se týká rozdílu ve výkonnosti párových orgánů motorických a smyslových, hlavně zraku a sluchu. Je obecně známo, že někteří lidé dávají přednost pravé ruce (noze), jiní zase levé ruce (noze). Někteří lidé, pozorují-li v dálce určité předměty prostým okem nebo dalekohledem, zaměřují se podle jednoho z obou očí, a to někteří pravidelně podle levého, jiní podle pravého. Podobně je tomu, naslouchá-li člověk pozorně nějakému zvuku, pak nastavuje jedno ucho, a právě to, kterým se mu lépe naslouchá.

Je zřejmé, že někteří lidé používají přednostně jednu z obou rukou, jednu z obou nohou, jedno z obou očí, jedno z obou uší. Přednostní užívání jednoho z párových orgánů ale neznamena, že by člověk vždy a za všech okolností používal pouze tento orgán. Přednostní užívání jednoho z párových orgánů znamená, že člověk tímto orgánem vykonává danou činnost lépe a rychleji, snáze a raději, a to především činnost složitou a náročnou. Jde tedy především o lepší koordinaci motorického nebo smyslového výkonu jedné strany. (Sovák, 1961)

Většina osob pravorukých je zároveň osobami pravonohými a pravozrakými – nicméně ne všichni. Část populace vykazuje tzv. zkříženou lateralitu, což znamená nesouhlas v upřednostňování nebo převaze horní a dolní končetiny. U leváků se zkřížená lateralita projevuje častěji než u praváků.

Lateralita se projevuje i ve funkci dalších párových orgánů, např. hlasivek a týká se i některých nepárových orgánů (např. jazyk je v dutině ústní uložen asymetricky). Lateralita se projevuje i v rozdílné teplotě odpovídajících si částí těla, v rozdílech citlivosti (např. vůči chladu). (Mašek, 2011)

## 5.1 Lateralita a dominance mozkových hemisfér

Upřednostňování jednoho z párových orgánů nemůže být vysvětleno jen větší dokonalostí periferního orgánu samotného. Větší obratnost, učenlivost, přesnost a jistota preferované ruky či nohy je zřejmě záležitostí nervového řízení pohybové činnosti.

Centra hybnosti v mozkové kůře řídí a ovládají činnost svalovou a dráhy probíhající k výkonným orgánům jsou zkřížené. Činnost pravé ruky je řízena z centra hybnosti v levé hemisféře, činnost levé ruky pak z hemisféry pravé. Vztah korového centra a výkonného orgánu je vzájemný. Funkce si vytváří a zdokonaluje svůj orgán, tedy i orgán řídicí. Zvyšováním obratnosti ruky při práci se zároveň procvičuje i řídicí aktivita korových center hybnosti. Vytvářením nových spojů v mozkové kůře v průběhu činnosti se zpětně ovlivňuje i kvalita výkonu.

Vrozený sklon k přednostnímu užívání jedné ruky je odrazem vrozené větší zdatnosti jedné z obou mozkových hemisfér. Jestliže je zdatnější pravá hemisféra, pak je zdatnější levá ruka. U praváka je tomu naopak. (Sovák, 1961)

Končetina, kterou člověk používá přednostně, se označuje jako končetina vedoucí. Její činnost je odrazem činnosti protilehlé hemisféry, vrozeně zdatnější, která se označuje jako hemisféra dominantní. Ta je strukturálně a funkčně zdatnější ve srovnání s hemisférou druhou, subordinovanou, pomocnou. Můžeme tedy říci, že dominance, jako vlastnost jedné z mozkových hemisfér, je primární, vrozená a dědičná a lateralita, jakožto její projekce (odraz dominance), je jevem druhotným a podléhá výchovným vlivům. Dominance a lateralita se vzájemně ovlivňují. Dominancí jedné mozkové hemisféry označujeme hodnotnější strukturální (tkáňový) základ a tím i zdatnější výkonnost této hemisféry vzhledem k výkonnosti hemisféry druhé. Dominantní hemisféra má pro jisté funkce úlohu řídicí, zatímco druhá hemisféra se podílí na koordinaci výkonu. Jde o vzájemnou spolupráci obou mozkových hemisfér, jejíž zákonitosti nejsou dosud zcela jasné. Podle tohoto základního pojetí rozeznáváme tyto typy dominance:

- **dominance pravé polokoule**, projevující se leváctvím (tj. levorukostí i levostrannou převahou výkonnosti smyslových orgánů)
- **dominance levé polokoule**, projevující se praváctvím
- **dominance nevyjádřená**, tzv. ambidextrie, která znamená, že neexistují podstatné rozdíly ve výkonnosti obou polokoulí

Kromě uvedených typu dominance je nutné uvědomit si i různé stupně dominance, jedná se o přechody od dominance silně vyhraněné až k dominanci sotva naznačené. (Bílková, 2008)

## 5.2 Lateralita dolních končetin – nohovitost

Činnost dolních končetin je řízena z velkých center. Ta jsou v nejvyšších částech motorické oblasti mozku, v čelních lalocích před hlavní mozkovou rýhou. Brocovo centrum řeči a centra pro řízení pohybů horních končetin jsou v dolních částech této oblasti.

Podobně jako u horních, tak i u dolních končetin se většina nervových drah na cestě k předním rohům míšním kříží. Znamená to, že buňky jedné mozkové hemisféry ovládají svaly dolní končetiny na protilehlé straně těla.

Morfologická nesouměrnost dolních končetin je patrna už ve stádiu plodu, a to tak, že u pravorukých je silnější nebo zdatnější opačná, tj. levá dolní končetina. Na základě toho se v anatomické, fyziologické a antropologické literatuře dlouho udržoval názor, že vztah laterality horních a dolních končetin je opačný nebo překřížený. Zdatnější dolní končetina se považovala za dominantní, což bylo potvrzováno i při chůzi, kdy synkinéza dolních a horních končetin je taková, že jde-li kupředu jedna dolní končetina, koná pohyb vpřed paže na opačné straně těla. Také v některých sportovních činnostech se zdá být vedoucí dolní končetina protilehlá obratnější ruce (odrazová noha je pro praváka levá - výskok na síť ve volejbale, odraz při skoku dalekém atd.).

Lateralita dolních končetin je stupňovitá vlastnost a je dosti individuální. Přitom jedinci s určitým stupněm pravorukosti mají v přibližně 90% případů také nějaký stupeň pravonohosti. U levorukých však takováto shoda není, jejich velká část je zároveň pravonohých. Z toho můžeme usuzovat, že leváctví není naprostým opakem praváctví. Mozková nesouměrnost a koordinace činností mezi hemisférami je tedy u leváků zřejmě složitější než u praváků.

Mínění o striktní překřížené lateralitě horních a dolních končetin bylo tedy časem vzato v pochybnost. Při činnostech, jako je kopnutí do míče, pohánění kola šlapáním apod., je aktivnější dolní končetina na téže straně těla jako zručnější horní končetina. Ve volných činnostech a zejména ve sportovních výkonech fungují dolní končetiny nejvíce nesouměrně. Ukazuje se, že pohybově obratnější, šikovnější a výkonnostně přesnější nebývá zpravidla noha morfologicky zdatnější, ale právě noha druhá, většinou na téže straně těla jako je ruka obratnější.

A. Kučera zdůvodnil názor, že z hlediska funkční laterality je třeba považovat za dominantní či vedoucí tu dolní končetinu, která je schopna výkonu přesnějšího a obratnějšího, tedy podle téhož kritéria jako vedoucí horní končetina.

Nesouměrná činnost dolních končetin se tedy projevuje takovou funkční specializací, že jedna z nich je zdatnější v silových výkonech, jako je odrážení se, kdežto druhá je obratnější ve výkonech vyžadujících přesnost a šikovnost při švihů. Máme tedy nohu odrazovou a švihovou. Pravonohost a levonohost lidí pak určujeme podle nohy obratnější, tedy švihové, nikoli podle dolní končetiny, kterou se odrážíme. Obratnější končetina je ve většině případů na stejné straně těla jako vedoucí horní končetina.

Harris, Sovák a Matějček pokládají za nejspolehlivější zkoušky na zjištění laterality dolních končetin: kopnutí do míče, posunování kostky nohou po čáře na zemi, udupávání dohořívajícího ohníčku, zvednutí nohy co nejvýše vsedě, vystoupení na stoličku (švihová noha jde první nahoru).

Při měření laterality dolních končetin v populaci bylo zjištěno většinou takové statistické rozložení, že asi 90 % pravorukých lidí má obratnějši rovněž pravou dolní končetinu. U levorukých byla zjištěna shodná laterality horních a dolních končetin v 70–75%. (Drnková, Syllabová, 1983)



# PRAKTICKÁ ČÁST

## 6 Cíle a hypotézy

Cílem práce je porovnat reakci kardiovaskulárních parametrů na zátěž jednou a oběma dolními končetinami na bicyklovém ergometru. Srovnáváme též naměřené hodnoty subjektivního vnímání zátěže dle Borgovy RPE škály.

Chceme se také zaměřit na porovnání získaných hodnot mezi levou a pravou dolní končetinou. Předpokládáme, že zátěž švihovou (dominantní) dolní končetinou bude subjektivně náročnější, než končetinou odrazovou.

Dále chceme zhodnotit, zda odrazová dolní končetina má větší obvod stehna a jestli dolní končetina s větším obvodem stehna podá větší výkon.

Zde se domníváme, že odrazová dolní končetina bude mít větší obvod stehna a dolní končetina s větším obvodem stehna podá větší výkon.

## 7 Soubor a metodika

### 7.1 Charakteristika souboru

Výzkum probíhal v laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství Fakultní nemocnice v Motole. Vlastní testování probíhalo od prosince 2013 do začátku dubna 2014.

Testování se zúčastnilo 16 probandů – 8 žen a 8 mužů. Experimentální skupina těchto jedinců byla sestavena náhodným výběrem tak, aby byla zachována určitá homogenita souboru. Podmínkou pro zařazení těchto subjektů do studie byl zdravotní stav a věk. To znamenalo, že do studie byli zařazeni jedinci ve věkovém rozmezí 18 – 30 let, bez významných zdravotních obtíží, pravidelně sportující. Charakteristiky jedinců jako jejich průměrný věk, hmotnost a výška jsou uvedeny v tabulkách.

Ženy	Věk (roky)	Hmotnost (kg)	Výška (cm)
Ø	24,38	60,88	168,13
SD	1,69	3,72	5,91

**Tabulka 3. Průměrné hodnoty měřených veličin u žen**

Muži	Věk (roky)	Hmotnost (kg)	Výška (cm)
Ø	24	76	180,13
SD	3,12	5,29	5,79

**Tabulka 4. Průměrné hodnoty měřených veličin u mužů**

Před vlastním testováním probandů ke studii porovnání změny kardiovaskulárních parametrů při zátěži jednou dolní končetinou a oběma dolními končetinami na bicyklovém ergometru byla provedena pilotní studie.

Cílem pilotní studie provedené na několika probandech bylo zjistit, jestli se významně neliší hodnoty tepové frekvence a krevního tlaku při variantě testu šlapání jednou dolní končetinou, kdy druhá, nešlapající, dolní končetina volně visí vedle ergometru oproti variantě, kdy při šlapání jednou dolní končetinou je druhá dolní končetina lehce položena na nízkém schůdku umístěném vedle ergometru.

Pilotní studie se zúčastnili 3 probandi, respektive 3 ženy. Podmínky pro zařazení do studie a výběr probandů byl stejný jako u hlavního výzkumu. Charakteristiky probandů jako jejich věk, hmotnost, výška a BMI (body mass index) jsou uvedeny v tabulce.

Počet	Věk (roky)	Hmotnost (kg)	Výška (cm)	BMI
1.	26	55	168	19,49
2.	25	62	166	22,50
3.	30	70	170	24,22
Ø	27	62,33	168	22,07
SD	2,65	7,51	2	2,39

**Tabulka 5. Hodnoty měřených veličin u žen**

## 7.2 Zátěžový protokol

Pro zátěžový protokol byl zvolen stupňovaný test bez přestávek a následný test s kontinuálním zvyšováním zátěže na bicyklovém ergometru. Zátěž byla dávkována ve W/kg s použitím přepočítávacího koeficientu zátěže 0,5 pro variantu zátěže jednou dolní končetinou, tzn. například zátěž 0,5 W/kg při zátěži jednou dolní končetinou na bicyklovém ergometru odpovídá zátěži 0,25 W/kg při zátěži oběma dolními končetinami na bicyklovém ergometru.

Stupňovaný test tvořily 3 stupně zátěže, každý stupeň trval 3 minuty. Následně po absolvování třístupňového testu jsme bez přestávky pokračovali v kontinuálním zvyšování zátěže až do dosažení maxima nebo do té doby, kdy už proband z nějakého důvodu nemohl dál pokračovat.

U stupňovaného testu při zátěži jednou dolní končetinou byla zátěž zvyšována o 0,25 W/kg na každý stupeň. Výchozí hodnota byla 0,25 W/kg. Jednotlivé stupně měly tedy hodnotu 0,25 W/kg, 0,5 W/kg a 0,75 W/kg. Kontinuálně zvyšovaný test do maxima probíhal tak, že zátěž byla po absolvování předchozích tří stupňů zvyšována o 5 W každých 10 vteřin.

U stupňovaného testu při zátěži oběma dolními končetinami byla zátěž zvyšována o 0,5 W/kg na každý stupeň. Výchozí hodnota byla 0,25 W/kg. Jednotlivé stupně měli tedy hodnotu 0,5 W/kg, 1 W/kg a 1,5 W/kg. Kontinuálně zvyšovaný test do maxima probíhal tak, že zátěž byla po absolvování předchozích tří stupňů zvyšována o 10 W každých 10 vteřin.

U pilotní studie probandi podstoupili zátěž pouze jednou dolní končetinou. Byla zvolena dominantní dolní končetina.

Probandi nejprve podstoupili celý test s variantou šlapání jednou dolní končetinou, kdy druhá, nešlapající, dolní končetina volně visela vedle ergometru. Poté následoval dvacetiminutový odpočinek. Pokračovalo se variantou, kdy při šlapání jednou dolní končetinou byla druhá dolní

končetina lehce položena na nízkém schůdku umístěném vedle ergometru a probandi byli instruováni se o ni v průběhu testu neopírat.

U stupňovaného testu byla zátěž zvyšována o 0,25 W/kg na každý stupeň. Výchozí hodnota byla 0,25 W/kg. Jednotlivé stupně měli tedy hodnotu 0,25 W/kg, 0,5 W/kg a 0,75 W/kg. Kontinuálně zvyšovaný test do maxima probíhal tak, že zátěž byla po absolvování předchozích tří stupňů zvyšována o 10 W každých 10 vteřin

Celková doba testu se v jednotlivých případech lišila. Trvala přibližně od 6 do 11 minut.

### **7.3 Standardizace vyšetření**

Pro přesnost a reprodukovatelnost vyšetření musí být zabezpečeno dodržování určitého standardního vyšetřovacího postupu, se kterým byli probandi obeznámeni před vlastním zahájením testování. Zařazovány jsou sem tyto požadavky:

- Den před vyšetřením by se strava neměla odlišovat od běžné stravy.
- Vyšetřovaná osoba nesmí den před vyšetřením provádět žádnou těžkou fyzickou práci.
- Testovanému je třeba vysvětlit princip vyšetření a postup při ergometrii. Důležité je odstranění rušivých elementů prostředí (hluk, zbytečný pohyb v místnosti), zabránit tak vzniku negativně působících emocí, které mohou výsledky zkreslit. Při vyšetření by mělo být co nejméně lidí v místnosti.
- Vyšetřovaný má před vyšetřením sedět aspoň 10 minut v klidu.
- Při vyšetření má mít vyšetřovaný vhodný oděv a sportovní obuv s gumovou podrážkou.
- V den před vyšetřením by neměl kouřit, užívat alkoholu, ani jiné dráždivé látky (káva, černý čaj).
- Porovnávaná vyšetření by měla být prováděna přibližně ve stejnou dobu jako předchozí vyšetření, což umožní dobrou porovnatelnost výsledků.
- Ergometry a ostatní používané přístroje musí být pravidelně kalibrované.

## 7.4 Zdroj zátěže

Zdrojem zátěže byl bicyklový ergometr značky Ergoline (Ergoselect 100 P). Pro motorické zvládnutí výkonu a pro ekonomiku práce probíhalo vyšetření vsedě s konstantním dodržováním otáček 60 - 70 za minutu. Podle výšky testovaného byla upravována výška sedadla popřípadě i řídítek, tak aby natažená dolní končetina svírala v koleni úhel 120°.

Při zátěži (šlapání) na ergometru jednou dolní končetinou je důležité, aby ji druhá nepomáhala, proto byla dolní končetina, která nešlapala ponechána na nízkém schůdku postaveném vedle ergometru (Obrázek 1).



**Obrázek 1. Umístění nešlapající nohy na schůdku vedle ergometru**

Šlapající dolní končetina byla umístěna na pedále ergometru a byla zajištěna páskem přes nárt. Navíc se jí osvědčilo připevnit lepicí páskou (Obrázek 2), protože při tahu pedálu nahoru v něm noha nedržela a občas vypadávala.



**Obrázek 2. Připevnění nohy na pedál pomocí lepicí pásky**

Pro ekonomiku a lepší zvládnutí šlapání byl pedál ergometru na straně nešlapající dolní končetiny odmontován a zbývající část pedálu zakryta krabicí, aby nedocházelo k případnému poranění probanda (Obrázek 3).



**Obrázek 3. Umístění krabice zakrývající část pedálu**

## 7.5 Metodika měření

Během zátěžového vyšetření jsme zjišťovali:

- Srdeční frekvenci klidovou a na konci každého stupně zátěže a při dosažení maxima.
- Krevní tlak klidový a na konci každého stupně zátěže a při dosažení maxima
- Subjektivní hodnocení intenzity zátěže pomocí škály dle Borga (RPE) na konci každého stupně zátěže a při dosažení maxima.
- Maximální hodnotu dosažených wattů
- Celkový čas

Dále jsme měřili obvod stehna na obou dolních končetinách a zjišťovali laterality dolních končetin.



**Obrázek 4. Ukázka testování a monitorace probanda**



### **7.5.1 Měření srdeční frekvence (SF)**

Srdeční frekvence byla zaznamenávána na konci 3. minuty každého submaximálního stupně zátěže, při maximálním zatížení byla měřena její nejvyšší dosažená, tedy maximální hodnota. Elektrokardiografická křivka byla zaznamenávána pomocí dvanácti svodového EKG, kde končetinové svody byly v modifikaci Likar-Mason. Srdeční frekvenci jsme snímali pomocí přístroje EKG BTL Cardio (BTL-08LC ecg).

### **7.5.2 Měření krevního tlaku (TK)**

Stejně jako srdeční frekvence byl krevní tlak měřen na konci 3. minuty každého zátěžového stupně a jeho maximální hodnota při kontinuálně zvyšovaném testu do maxima. Pro měření krevního tlaku byla použita auskultační metoda. Krevní tlak byl měřen pomocí rtuťového tonometru na pravé horní končetině u všech variant zátěže. Po dobu měření tlaku byla pravá horní končetina ponechána volně viset vedle těla a levá ruka se držela madla.

Při měření TK byly dodržovány některé nutné zásady: není-li možné změřit tlak během zátěže, je nutné provést měření nejpozději do 5-ti sekund po přerušení zátěže, šířka manžety musí být zvolena s přihlédnutím k obvodu paže, vzduch z manžety by měl být vypouštěn rychlostí  $\cong 3 \text{ mmHg.s}^{-1}$ .

### **7.5.3 Měření subjektivního hodnocení intenzity zátěže**

V průběhu zátěže hodnotil každý proband své pocity, vnímání intenzity namáhavosti příslušného zatížení pomocí Borgovy škály - RPE. Tvoří ji škála čísel 6-20, která byla umístěna v laboratoři před testovaným (Příloha č. 2). Na konci každého stupně zátěže a při dosažení maxima proband vyjádřil příslušným číslem svůj odhad vnímání intenzity zátěže.

#### **7.5.4 Měření obvodu stehna na dolních končetinách**

Obvod stehna byl měřen vleže na volně položených dolních končetinách. Měření probíhalo vždy před zátěží. Použit byl běžný krejčovský metr. Obvod se měřil nad kolenem přes mm. vasti quadricepsu femoris ve výšce 15 cm nad horním okrajem pately. (Haladová, Nechvátalová, 2005)

#### **7.5.5 Zjištění laterality dolních končetin**

Z testů na zjištění laterality dolní končetiny byly použity testy jako je kopnutí na cíl, „udupávání dohořívajícího ohníčku“, vystoupení na stoličku/schůdky (švihová-dominantní dolní končetina jde první nahoru).

#### **7.6 Statistická analýza dat**

Získané hodnoty jednotlivých parametrů byly statisticky zpracovány pomocí deskriptivní statistiky, pomocí párového t-testu a korelací za použití Pearsonova korelačního koeficientu.

## 8 Výsledky

Rozložení normálnosti dat bylo u jednotlivých výběrů ověřeno pomocí šikmosti a špičatosti, což je v souladu s očekávanými výsledky na základě empirie

### 8.1 Srovnání hodnot tepové frekvence a krevního tlaku při zátěži na bicyklovém ergometru s podloženou a volně visící dolní končetinou

V tabulkách č. 4, 5 a 6 jsou uvedeny naměřené hodnoty srdeční frekvence a krevního tlaku, jsou zde uvedeny také průměrné hodnoty daných parametrů (SF, TK) naměřených na jednotlivých stupních zátěže a na zátěži maximální, a vypočítané směrodatné odchylky.

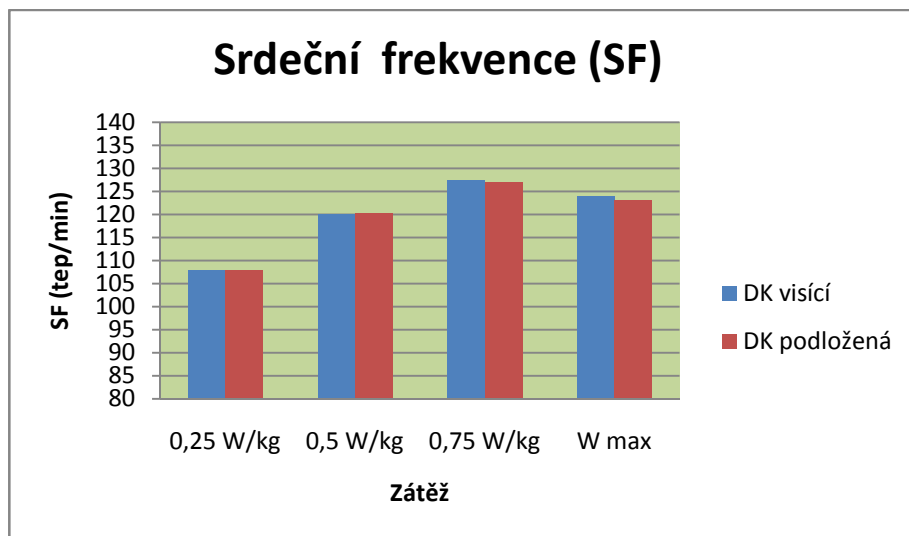
Hodnoty v tabulkách jsou graficky znázorněny na obrázcích č. 5, 6 a 7 vždy pod příslušnými tabulkami. Z jednotlivých grafů je dobře viditelné, že hodnoty daných parametrů jsou téměř shodné při obou variantách zátěže.

SF [tep/min]										
Zátěž	V klidu		0,25 W/kg		0,5 W/kg		0,75 W/kg		W max	
Proband	DK visí	DK podl.	DK visí	DK podl.	DK visí	DK podl.	DK visí	DK podl.	DK visí	DK podl.
1.	75	70	80	82	90	91	103	101	124	123
2.	90	90	129	125	143	140	152	153		
3.	80	80	115	117	127	130				
Ø	81,66	80	108	108	120	120,33	127,5	127	124	123
SD	7,64	10	25,24	22,87	27,18	25,89	34,65	36,77	0	0

**Tabulka 6. Hodnoty srdeční frekvence (SF)**

DK visí – varianta zátěže, kdy nešlapající dolní končetina volně visí

DK podl. – varianta zátěže, kdy je nešlapající dolní končetina lehce položena na nízkém schůdku



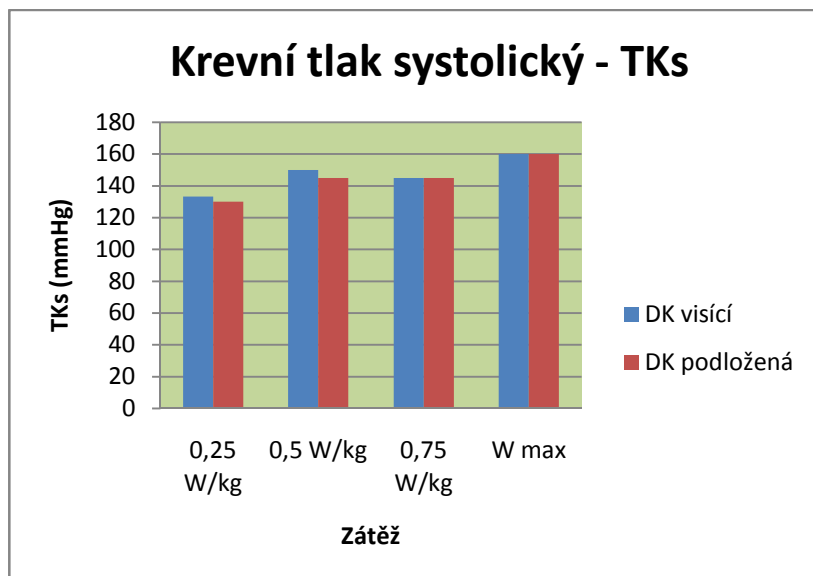
**Obrázek 5. Graf ukazující hodnoty srdeční frekvence**

TK s [mmHg]										
Zátěž Proband	V klidu		0,25 W/kg		0,5 W/kg		0,75 W/kg		W max	
	DK visí	DK podl.	DK visí	DK podl.	DK visí	DK podl.	DK visí	DK podl.	DK visí	DK podl.
1.	90	90	110	110	130	120	130	130	160	160
2.	110	110	140	130	160	150	160	160		
3.	110	110	150	150	160	160				
Ø	103,33	103,33	133,33	130	150	145	145	145	160	160
SD	11,55	11,55	20,82	20	17,32	21,79	21,21	21,21	0	0

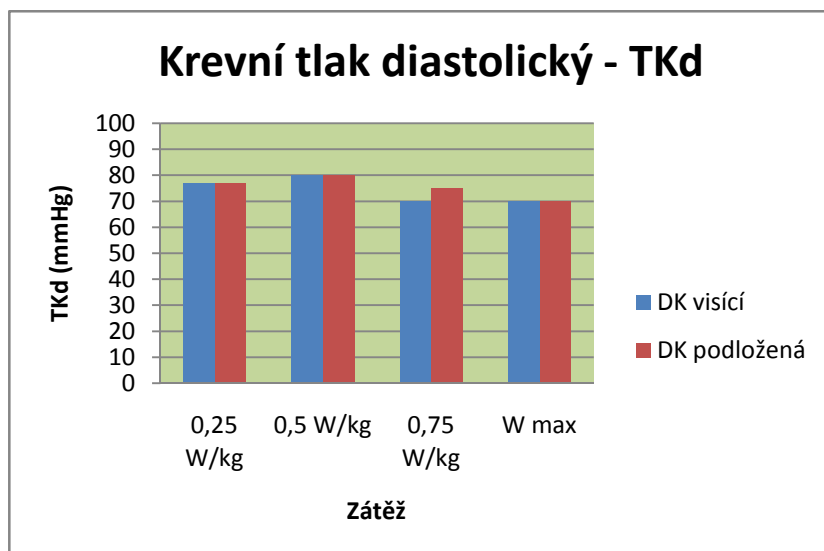
**Tabulka 7. Hodnoty systolického tlaku (TKs)**

TK d [mmHg]										
Zátěž Proband	V klidu		0,25 W/kg		0,5 W/kg		0,75 W/kg		W max	
	DK visí	DK podl.	DK visí	DK podl.	DK visí	DK podl.	DK visí	DK podl.	DK visí	DK podl.
1.	70	70	70	70	80	80	70	70	70	70
2.	80	80	80	80	80	80	70	80		
3.	70	70	80	80	80	80				
Ø	73,33	73,33	76,67	76,67	80	80	70	75	70	70
SD	5,77	5,77	5,77	5,77	0	0	0	7,07	0	0

**Tabulka 8. Hodnoty diastolického tlaku (TKd)**



**Obrázek 6. Graf ukazující hodnoty systolického krevního tlaku**



**Obrázek 7. Graf ukazující hodnoty diastolického krevního tlaku**

Každý z probandů ukončil test z důvodu bolesti a únavy svalů v oblasti stehna.

Variantu s visící dolní končetinou (DK) probandi popisují tak, že se jim šlapalo hůře, z důvodu sklouzávání ze sedla, zvýšenému laterálnímu pohybu pánve, a to zvláště při vyšších zátěžích.

U varianty s podloženou DK uvádějí větší stabilitu na bicyklovém ergometru.

Z naměřených hodnot srdeční frekvence, krevního tlaku a výpovědi probandů vyplývá, že hodnoty se při šlapání v obou variantách příliš neliší. Můžeme tedy říci, že pro studii porovnání změny kardiovaskulárních parametrů při zátěži jednou dolní končetinou a oběma dolními končetinami na bicyklovém ergometru lze použít, pro šlapání jednou DK, variantu s podloženou nešlapající DK.

## **8.2 Srovnání naměřených hodnot kardiovaskulárních parametrů při dané zátěži na bicyklovém ergometru**

Přehled všech naměřených hodnot jednotlivých kardiovaskulárních parametrů při stupňované a maximální zátěži na bicyklovém ergometru je uvedený v tabulkách č. 32-37 (Příloha č. 7, 8)

V následujících tabulkách č. 9,10,12,13,15,16 jsou uvedeny průměrné hodnoty daných parametrů naměřených na jednotlivých stupních zátěže a při maximální zátěži a vypočítané směrodatné odchylky. Hodnoty v tabulkách jsou graficky znázorněny na obrázcích č. 8-10 vždy pod příslušnými tabulkami.

Získané hodnoty jednotlivých měření kardiovaskulárních parametrů byly porovnávány pomocí párového t-testu. Výsledky testovací T-statistiky pro dané parametry na příslušné zátěži jsou uvedeny v tabulkách č. 11, 14 a 17. Pro každý stupeň zátěže a pro maximální zátěž byla testována hypotéza rovnosti reakce kardiovaskulárních parametrů proti alternativě, že se tyto reakce liší na hladině významnosti 0,05.

Je-li  $T > t_{0,975}(n-1)$ , pak stanovená hypotéza, že jsou průměry daných parametrů shodné, neplatí s pravděpodobností 95 %.

T - testovací statistika,  $t_{0,975}(15)$  kvantil studentova rozložení s (n-1) stupni volnosti.

Červeně označené hodnoty v tabulkách značí, že se průměry daných parametrů se liší.

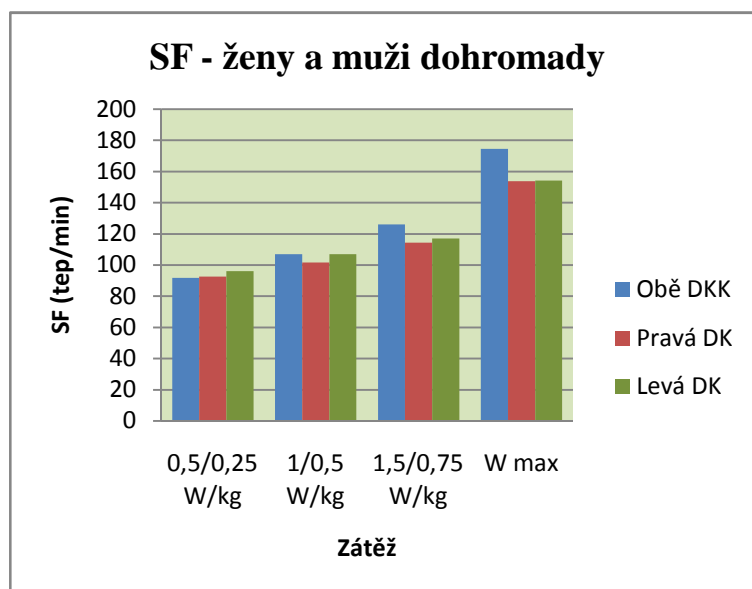
## 8.2.1 Přehled a testování hodnot srdeční frekvence

SF (tep/min) – ženy a muži dohromady									
Zátěž	0,5 W/kg	0,25 W/kg		1 W/kg	0,5 W/kg		1,5 W/kg	0,75 W/kg	
	obě	P	L	obě	P	L	obě	P	L
Ø	91,88	92,63	96,19	106,88	101,56	107	126,06	114,38	117,06
SD	12,85	14,75	14,68	13,80	16,74	16,88	17,09	17,26	16,92

**Tabulka 9. Hodnoty srdeční frekvence na jednotlivých stupních zátěže**

SF (tep/min) – ženy a muži dohromady			
Zátěž	W max		
	obě	P	L
Ø	174,44	153,75	154,19
SD	11,40	18,13	17,28

**Tabulka 10. Hodnoty srdeční frekvence při maximální zátěži**



**Obrázek 8. Graf ukazující hodnoty srdeční frekvence**

Z obrázku 8. je patrné, že se hodnoty SF na 1. stupni zátěže téměř neliší. Na 2. stupni jsou rozdíly patrné, kde hodnoty pravé DK jsou nižší a na stupni 3. a v maximu se výrazně liší hodnoty SF obou DKK od pravé a levé. Rozdíly mezi pravou a levou DK nejsou na 3. stupni a v maximu téměř žádné.

## Testování hypotéz

SF (tep/min)				
	1. stupeň 0,5/0,25W/kg	2. stupeň 1/0,5W/kg	3. stupeň 1,5/0,75W/kg	W max
Obě-Pravá T	0,30070246	2,272640621	4,822856428	7,697674419
$t_{0,975}(15)$	2,131449536	2,131449536	2,131449536	2,131449536
Obě-Levá T	1,789744275	0,048355658	3,651483717	6,751563043
$t_{0,975}(15)$	2,131449536	2,131449536	2,131449536	2,131449536
Pravá-Levá T	1,918057918	2,704786658	1,576527121	0,191707688
$t_{0,975}(15)$	2,131449536	2,131449536	2,131449536	2,131449536

**Tabulka 11. Hodnoty testovací statistiky**

Při porovnání SF se zátěží (ve W/kg) oběma dolními končetinami, pravou a levou DK byly korelační koeficienty:  $r = 0,88$ ,  $r = 0,76$ ,  $r = 0,77$ . Tyto vysoké korelační koeficienty ukazují na úzký vztah mezi SF a zátěží.

### 8.2.2 Přehled a testování hodnot systolického krevního tlaku

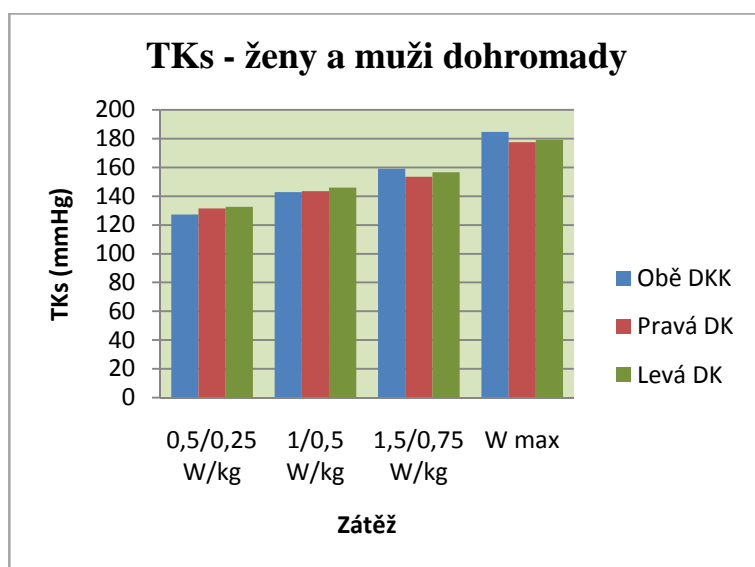
TKs (mmHg) – ženy a muži dohromady									
Zátěž	0,5 W/kg	0,25 W/kg		1 W/kg	0,5 W/kg		1,5 W/kg	0,75 W/kg	
	obě	P	L	obě	P	L	obě	P	L
Ø	127,19	131,56	132,5	142,81	143,44	145,94	159,06	153,44	156,88
SD	9,99	9,95	11,97	12,64	12,48	12,94	16,15	13,87	11,53

**Tabulka 12. Hodnoty systolického tlaku na jednotlivých stupních zátěže**



TKs (mmHg) – ženy a muži dohromady			
Zátěž	W max		
	obě	P	L
Ø	184,69	177,5	179,06
SD	20,69	14,38	15,19

**Tabulka 13. Hodnoty systolického tlaku při maximální zátěži**



**Obrázek 9. Graf ukazující hodnoty systolického tlaku**

Z obrázku 9. je patrné, že hodnoty TKs se na 1. a 2. stupni zátěže liší jen velmi nepatrně, na 3. stupni a v maximu je vidět patrný rozdíl. Tento rozdíl není ale nijak významný, což dokazuje i tabulka 14.

## Testování hypotéz

TKs (mmHg)				
	1.stupeň 0,5/0,25W/kg	2.stupeň 1/0,5W/kg	3. stupeň 1,5/0,75W/kg	W max
Obě-Pravá T	1,725024203	0,20912144	1,592650133	1,77202908
t <sub>0,975</sub> (15)	2,131449536	2,131449536	2,131449536	2,131449536
Obě-Levá T	1,725024203	1,66666667	0,847629089	1,781101839
t <sub>0,975</sub> (15)	2,131449536	2,131449536	2,131449536	2,131449536
Pravá-Levá T	0,426257936	1,11803399	1,43046259	0,66226618
t <sub>0,975</sub> (15)	2,131449536	2,131449536	2,131449536	2,131449536

**Tabulka 14. Hodnoty testovací statistiky**

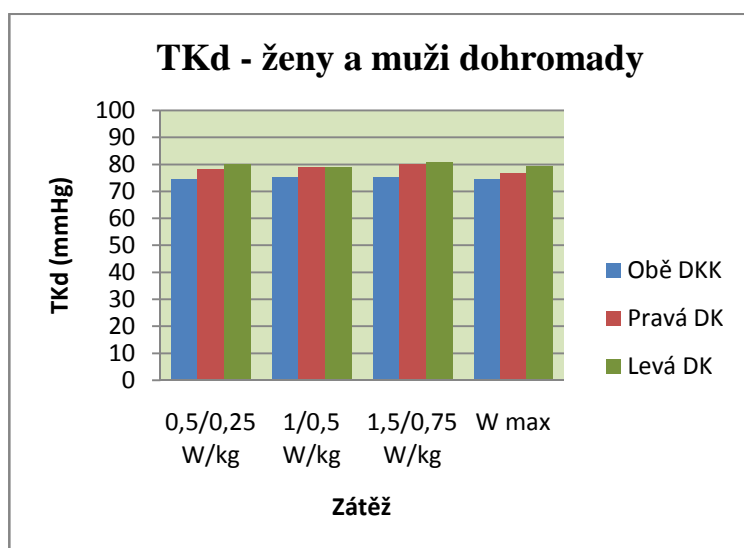
### 8.2.3 Přehled a testování hodnot diastolického tlaku

TKd (mmHg) – ženy a muži dohromady									
Zátěž	0,5 W/kg	0,25 W/kg		1 W/kg	0,5 W/kg		1,5 W/kg	0,75 W/kg	
	obě	P	L	obě	P	L	obě	P	L
∅	74,38	78,13	80	75	78,75	78,75	75	80	80,63
SD	8,92	6,55	5,16	7,30	3,42	5	8,16	5,16	4,43

**Tabulka 15. Průměrné hodnoty diastolického tlaku na jednotlivých stupních zátěže**

TKd (mmHg) – ženy a muži dohromady			
Zátěž	W max		
	obě	P	L
∅	74,38	76,88	79,38
SD	6,29	4,79	5,74

**Tabulka 16. Průměrné hodnoty diastolického tlaku při maximální zátěži**



Na obrázku 10. můžeme vidět, že se hodnoty TKd na všech stupních zátěže od sebe liší.

Jak ukazuje tabulka 17. Odlišují se jen hodnoty mezi oběma a levou dolní končetinou na všech stupních zátěže, ale ne nijak razantně.

**Obrázek 10. Graf ukazující hodnoty diastolického tlaku**

### Testování hypotéz

TKd (mmHg)				
	1.stupeň 0,5/0,25W/kg	2.stupeň 1/0,5W/kg	3. stupeň 1,5/0,75W/kg	W max
Obě-Pravá T	1,245682198	2,086825031	1,825741858	1,463850109
$t_{0,975}(15)$	2,131449536	2,131449536	2,131449536	2,131449536
Obě-Levá T	<b>2,182820625</b>	<b>2,42271856</b>	<b>2,76432803</b>	<b>2,73861279</b>
$t_{0,975}(15)$	2,131449536	2,13144954	2,13144954	2,13144954
Pravá-Levá T	0,899101348	0	0,564932683	1,290994449
$t_{0,975}(15)$	2,131449536	2,131449536	2,131449536	2,131449536

**Tabulka 17. Hodnoty testovací statistiky**

### 8.3 Srovnání naměřených hodnot subjektivního vnímání zátěže dle Borgovy RPE škály

V tabulce č. 18 a 19 jsou uvedeny průměrné hodnoty RPE, hodnotící celkové subjektivní vnímání intenzity zátěže. Hodnocení jednotlivých testovaných jedinců jsou uvedeny v tabulce č. 28 a 29 (Příloha č. 5).

Borgova RPE škála - ženy												
Počet	Obě	Jedna DK		Obě	Jedna DK		Obě	Jedna DK		Obě	Jedna DK	
	0,5 W/kg	0,25 W/kg		1 W/kg	0,5 W/kg		1,5 W/kg	0,75 W/kg		W max	W max	
		P	L		P	L		P	L		P	L
Ø	7	10	10	10	12	13	14	14	15	18	17	18
SD	1,17	2,26	1,71	1,41	2,00	1,20	1,58	2,29	1,22	1,12	1,96	0,86

**Tabulka 18. Hodnoty subjektivního hodnocení vnímání intenzity zátěže - ženy**

Borgova RPE škála - muži												
Počet	Obě	Jedna DK		Obě	Jedna DK		Obě	Jedna DK		Obě	Jedna DK	
	0,5 W/kg	0,25 W/kg		1 W/kg	0,5 W/kg		1,5 W/kg	0,75 W/kg		W max	W max	
		P	L		P	L		P	L		P	L
Ø	8	8	8	10	12	11	13	14	13	19	19	19
SD	1,22	1,20	1,32	1,92	1,41	1,83	1,85	1,98	1,49	0,60	0,60	0,60

**Tabulka 19. Hodnoty subjektivního hodnocení vnímání intenzity zátěže – muži**

Z uvedených hodnot RPE vyplývá, že zátěž oběma dolními končetinami je hodnocena podobně jako zátěž jednou dolní končetinou na příslušném stupni zátěže.

## 8.4 Srovnání námi naměřených hodnot maximální dosažené srdeční frekvence s normami na bicyklovém ergometru při zátěži oběma dolními končetinami

Chtěli jsme zjistit, jestli se naše naměřené průměrné hodnoty maximální srdeční frekvence ( $SF_{max}$ ) liší od normy u mužů i žen nebo jenom u mužů, popř. u žen. Získané hodnoty  $SF_{max}$  byly porovnávány s normami párovým t-testem. Výsledky testovací T-statistiky jsou uvedeny v tabulkách č. 20, 21. Pro maximální zátěž byla testována hypotéza rovnosti hodnot  $SF_{max}$  proti alternativě, že se tyto hodnoty liší na hladině významnosti 0,05.

Je-li  $T > t_{0,975}(n-1)$ , pak stanovená hypotéza, že jsou průměry daných parametrů shodné, neplatí s pravděpodobností 95 %.

T - testovací statistika,  $t_{0,975}(7)$  kvantil studentova rozložení s (n-1) stupni volnosti.

Na obrázcích č. 11, 12 je graficky znázorněno srovnání námi naměřených hodnot  $SF_{max}$  a uváděné normy.

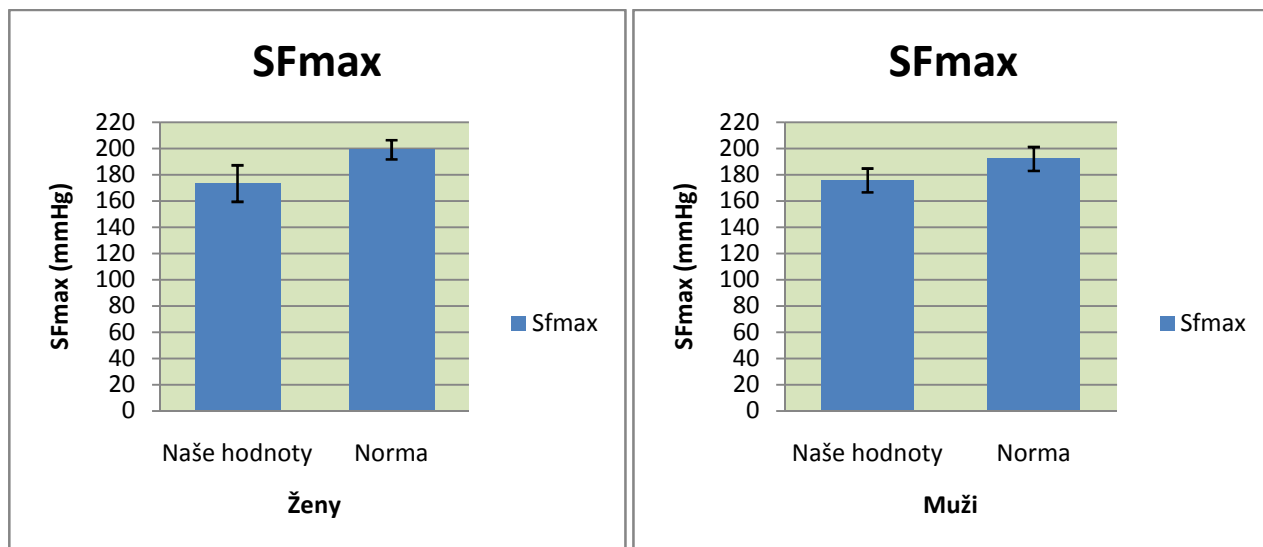
Protože věkový průměr našich probandů se nachází nejbližší 25 letům u obou pohlaví, použili jsme pro srovnání normy pro 25-leté muže a ženy.

Průměrné hodnoty $SF_{max}$ u žen a norma (25 let)		
	Naše hodnoty	Norma
Průměrná $SF_{max}$	173,25	199
SD	13,88	7,3
$t_{0,975}(7)$	2,364624	
T	5,24547	

Průměrné hodnoty $SF_{max}$ u mužů a norma (25 let)		
	Naše hodnoty	Norma
Průměrná $SF_{max}$	175,63	192
SD	9,09	9,1
$t_{0,975}(7)$	2,364624	
T	5,09751	

**Tabulky 20., 21. Naše hodnoty  $SF_{max}$  u žen/mužů a norm**

Červeně označené hodnoty v tabulkách značí, že se průměry daných parametrů se (výrazně) liší.



Obrázky 11., 12. Naše hodnoty SFmax u žen/mužů a normy

## 8.5 Porovnání rychlosti vzestupu RPE v závislosti na zvyšující se zátěži mezi pravou (dominantní) a levou dolní končetinou

Rychlost vzestupu RPE v závislosti na zvyšující se zátěži jsme zjistili tak, že na konci každého (kromě prvního) tříminutového stupně zátěže jsme spočítali rozdíl číselné hodnoty škály dle Borga od předešlého stupně zátěže. Průměrný vzestup na každý stupeň zátěže u jednotlivých probandů jsme použili k tomu, abychom spočítali průměrné hodnoty vzestupu RPE na každý stupeň zátěže mezi všemi probandy. Takto jsme postupovali u naměřených hodnot pro pravou (dominantní) a levou dolní končetinu.

Získané hodnoty průměru vzestupu RPE byly porovnávány pomocí párového t-testu. Výsledky testovací T-statistiky jsou uvedeny v tabulkách č. 22, 23. Pro maximální zátěž byla testována hypotéza rovnosti hodnot průměrného vzestupu RPE proti alternativě, že se tyto hodnoty liší na hladině významnosti 0,05.

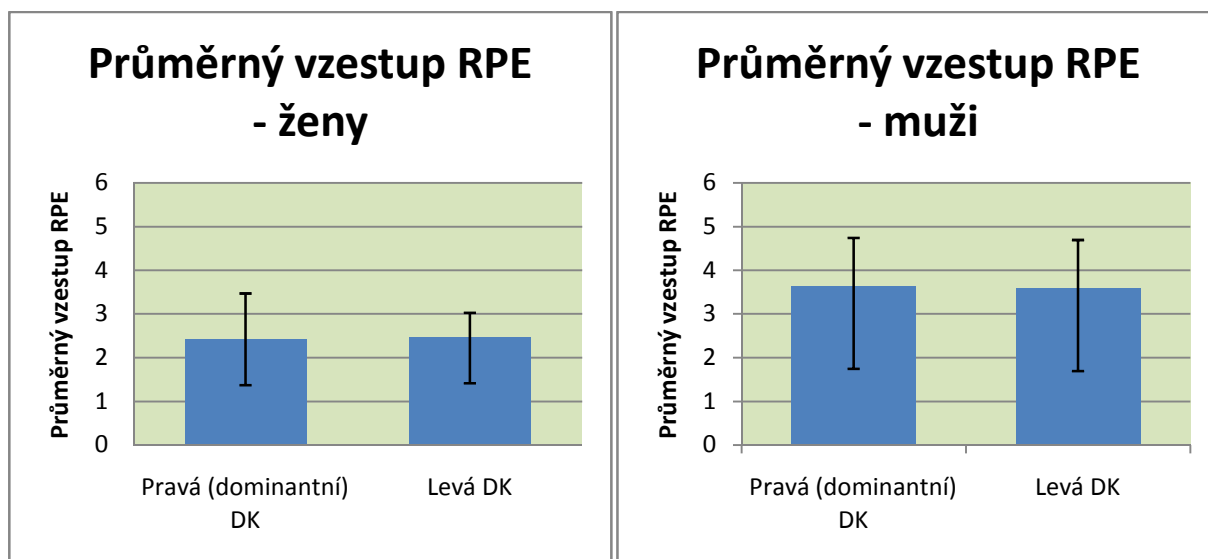
Je-li  $T > t_{0,975}(n-1)$ , pak stanovená hypotéza, že jsou průměry daných parametrů shodné, neplatí s pravděpodobností 95 %.

T - testovací statistika,  $t_{0,975}(7)$  kvantil studentova rozložení s (n-1) stupni volnosti.

Ženy	Pravá DK (DOMINANTNÍ, ŠVIHOVÁ)	Levá DK
Průměrný vzestup RPE	2,42	2,46
SD	1,05	0,56
$t_{0,975}(7)$	2,068657599	
T	0,146000114	

Muži	Pravá DK (DOMINANTNÍ, ŠVIHOVÁ)	Levá DK
Průměrný vzestup RPE	3,63	3,58
SD	1,11	1,89
$t_{0,975}(7)$	2,068657599	
T	0,142857143	

Tabulky 22., 23. Hodnoty průměru vzestupu RPE a testovací statistika



Obrázky 13., 14. Hodnoty průměrného vzestupu RPE u žen/mužů

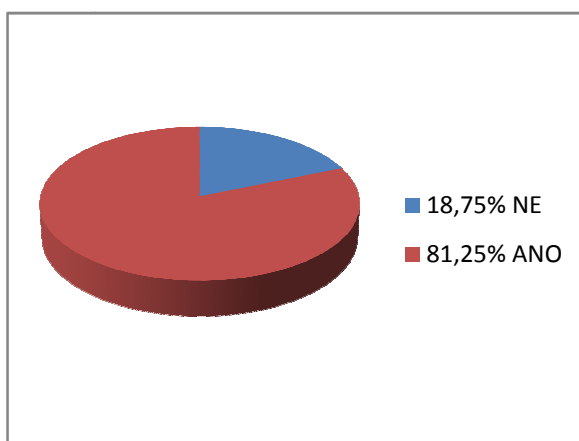
Z tabulek a grafů můžeme vidět, že průměrné hodnoty rychlosti vzestupu RPE se u pravé (dominantní) a levé dolní končetiny neliší, a to ani u žen ani u mužů. S toho vyplývá, že vyvracíme domněnku, že zátěž dominantní dolní končetinou bude subjektivně náročnější.

## 8.6 Zhodnocení, zda dolní končetina odrazová má větší obvod stehna, a jestli dolní končetina s větším obvodem podá větší výkon

Chceme zjistit, zda odrazová dolní končetina má větší obvod stehna, a jestli končetina s větším obvodem podá větší výkon – ušlape více W (wattů), oproti končetině s menším obvodem stehna.

V tabulkách č. 30 a 31 (Příloha č. 6) jsou uvedeny hodnoty obvodu stehna, laterality DKK a celková dosažená zátěž ve wattech.

Odrazová DK	Větší obvod stehna
L (levá)	Ano
L	Ne
L	Ano
L	Ne
P (pravá)	Ano
P	Ano
L	Ne
L	Ano
P	Ano
P	Ano
P	Ano
L	Ano
L	Ano
P	Ano
L	Ano
P	Ano



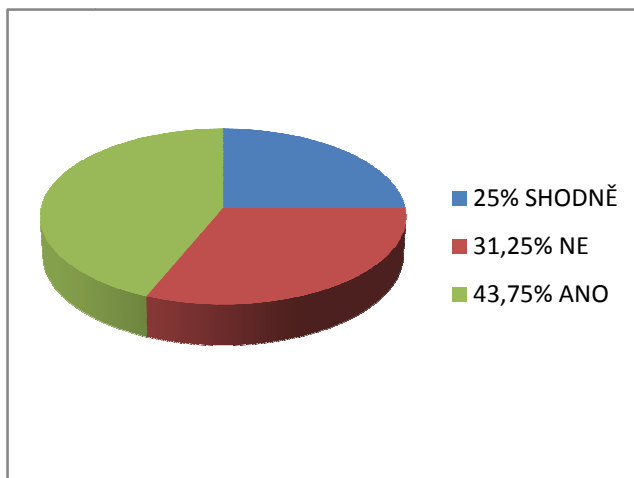
Obrázek 15. Procentuální hodnocení porovnání laterality a obvodu stehna

Tabulka 24. Tabulka ukazuje, jestli má odrazová dolní končetina větší obvod

Tabulka č. 24 ukazuje, že u 13 probandů (= 81,25%) má odrazová dolní končetina větší obvod stehna. U 3 probandů (= 18,75%) je obvod stehna menší než u švihové dolní končetiny.



Větší obvod stehna	Větší výkon
L	Ne
P	Ano
L	Ne
P	Shodně
P	Ano
P	Shodně
L	Ano
L	Ne
P	Ano
P	Ne
P	Ano
L	Shodně
L	Ne
P	Ano
L	Shodně
P	Ano



Obrázek 16. Procentuální hodnocení porovnání obvodu stehna a výkonu

**Tabulka 25. Tabulka ukazuje, jestli dolní končetina s větším obvodem podá větší výkon**

Tabulka č. 25 ukazuje, že u 7 probandů (=43,75%) dolní končetina s větším obvodem stehna podá větší výkon, u 5 probandů (=31,25%) podá výkon slabší a u 4 probandů (= 25%) byl výkon stejný jako u končetiny s obvodem menším.

## DISKUSE

Submaximální a maximální zátěžová vyšetření, která se provádějí v laboratorních podmínkách, sledují základní fyziologické reakce na zvýšené nároky kladené na organismus fyzickou zátěží. Využívají se k hodnocení tělesné zdatnosti jedinců. Ovšem tato vyšetření jsou i velmi důležitá pro zhodnocení závažnosti poruchy či nemoci, vyloučení či potvrzení diagnózy, pro sledování vlivů léčby a zjištění parametrů pro určení formy a intenzity kondičních cvičení.

Bylo napsáno mnoho zahraničních i českých studií a publikací, které popisují reakci a adaptaci na zátěž. Celá řada studií se zabývá porovnáváním zátěže na bicyklovém ergometru mezi oběma a jednou dolní končetinou nebo jednou dolní končetinu porovnávají se zátěží na jiných typech ergometrů. Bohužel jsem nenašla žádné česky psané materiály, které by se tímto tématem zabývaly.

Tato práce si stanovila několik cílů:

**Srovnání hodnot tepové frekvence a krevního tlaku při zátěži na bicyklovém ergometru s podloženou a volně visící dolní končetinou.**

Hodnoty SF na 1. stupni zátěže se téměř jednou a oběma DKK neliší. Na 2. stupni jsou rozdíly patrné, kde hodnoty pravé DK jsou nižší a na stupni 3. a v maximu se výrazně liší hodnoty SF obou DKK od pravé a levé. Rozdíly mezi pravou a levou DK nejsou na 3. stupni a v maximu téměř žádné.

To, že je SF<sub>max</sub> při zátěži jednou DK nižší než oběma DKK je potvrzeno ve studiích Oliviera et al., 2008 a Wazenbergové et al., 2012.

Hodnoty TKs se na 1. a 2. stupni zátěže liší jen velmi nepatrně, na 3. stupni a v maximu je vidět rozdíl. Tento rozdíl není ale nijak významný.

Hodnoty TKd na všech stupních zátěže od sebe liší. Odlišují se jen hodnoty mezi oběma a levou dolní končetinou na všech stupních zátěže, ale ne nijak razantně.

Při porovnání SF se zátěži (ve W/kg) oběma dolními končetinami, pravou a levou DK byly korelační koeficienty:  $r = 0,88$ ,  $r = 0,76$ ,  $r = 0,77$ . Tyto vysoké korelační koeficienty ukazují na úzký vztah mezi SF a zátěží.

Pro zátěžový protokol jsme zvolili pro šlapání jednou dolní končetinou na bicyklovém ergometru hodnoty zátěže poloviční než při šlapání oběma DKK. Chtěli jsme zjistit, jestli se kardiovaskulární parametry budou shodovat při takto zvolené zátěži.

Zjistili jsme tedy, že existují rozdíly hodnot kardiovaskulárních parametrů při maximální zátěži mezi zátěží oběma a jednou dolní končetinou, ale nejsou příliš výrazné. Na submaximálních zátěžích jsme výrazně odlišné rozdíly nenašli.

Z toho vyplývá, že poloviční zátěž pro šlapání jednou DKK byla dobře zvolena, a že je možné v praxi tuto zátěž takhle využívat.

### **Porovnání rychlosti vzestupu RPE v závislosti na zvyšující se zátěži mezi pravou (dominantní) a levou dolní končetinou**

Porovnávali jsme, jestli se liší rychlost vzestupu RPE v závislosti na zvyšující se zátěži mezi pravou (dominantní) a levou dolní končetinou.

Průměrný vzestup RPE na každý stupeň zátěže byl u žen při zátěži pravou dolní končetinou  $2,42 \pm 1,05$  stupňů Borgovy škály na bicyklovém ergometru a  $2,46 \pm 0,56$  stupňů Borgovi škály při zátěži

levou DK. U mužů byl průměrný vzestup u pravé DK ergometru  $3,63 \pm 1,11$  stupňů Borgovy škály a u levé  $3,58 \pm 1,89$  stupňů Borgovy škály.

Zjistili jsme, že se průměrné hodnoty rychlosti vzestupu RPE se u pravé (dominantní) a levé dolní končetiny neliší, a to ani u žen ani u mužů.

S toho vyplývá, že vyvrácíme hypotézu a naši domněnku, že „zátěž švihovou (dominantní) dolní končetinou bude subjektivně náročnější, než končetinou odrazovou“.

Naše domněnka, že zátěž švihovou (dominantní) dolní končetinou bude subjektivně náročnější, byla potvrzena v literatuře. Drnková a Syllabová, 1983 ve své knize uvádějí, že nesouměrná činnost dolních končetin se projevuje takovou funkční specializací, že jedna z DKK je zdatnější v silových výkonech, jako je odrážení se (odrazová DK), kdežto druhá je obratnější ve výkonech vyžadujících přesnost a šikovnost při švihu (dominantní).

### **Zhodnocení, zda dolní končetina odrazová má větší obvod stehna, a jestli dolní končetina s větším obvodem podá větší výkon**

Zde jsme hodnotili, zda odrazová dolní končetina má větší obvod stehna, a jestli dolní končetina s větším obvodem podá větší výkon (ušlape více wattů) oproti končetině s menším průměrem.

Zjistili jsme, že u 13 probandů (= 81,25%) má odrazová dolní končetina větší obvod stehna. U 3 probandů (= 18,75%) je obvod stehna menší než u švihové dolní končetiny.

Také jsme zjistili, že u 7 probandů (=43,75%) dolní končetina s větším obvodem stehna podá větší výkon, u 5 probandů (=31,25%) podá výkon slabší a u 4 probandů (= 25%) byl výkon stejný jako u končetiny s obvodem menším.

Díky této práci jsme tedy zjistili, že existují rozdíly hodnot kardiovaskulárních parametrů při maximální zátěži mezi zátěží oběma a jednou dolní končetinou. Na submaximálních zátěžích jsme výrazně odlišné rozdíly nenašli. Vůbec se nám ale nepotvrdilo, že by dolní končetina s větším obvodem stehna ušlapala větší zátěž.

Pro potvrzení či vyvrácení všech těchto zjištění je ale zapotřebí vyzkoušet je na větším vzorku probandů.

## ZÁVĚR

Z této práce vyplývá, že výsledky v podobě kardiovaskulárních parametrů (SF,TKs a TKd) se na submaximálních stupních zátěže mezi zátěžemi oběma, pravou a levou dolní končetinou příliš nelišily. Rozdíly byly více patrné při maximální zátěži, a to zejména u SF při zátěži oběma DKK, kdy byly hodnoty SF signifikantně vyšší oproti hodnotám u pravé a levé končetiny.

Zjistili jsme, že námi naměřené průměrné hodnoty maximální srdeční frekvence se liší u mužů i žen od normy udávané literaturou. Hodnoty SFmax námi naměřené jsou signifikantně nižší ( $p < 0,05$ ) než udávané normy.

Také jsme porovnávali, jestli se liší rychlost RPE v závislosti na zvyšující se zátěži mezi pravou (dominantní) a levou dolní končetinou. Zjistili jsme, že se průměrné hodnoty rychlosti vzestupu RPE se u pravé (dominantní) a levé dolní končetiny neliší, a to ani u žen ani u mužů.

Dále jsme hodnotili, zda odrazová dolní končetina má větší obvod stehna, a jestli dolní končetina s větším obvodem podá větší výkon (ušlape více wattů) oproti končetině s menším průměrem. Zjistili jsme, že u 81,25% probandů má odrazová dolní končetina větší obvod stehna. Vůbec se nám ale nepotvrdilo, že by dolní končetina s větším obvodem stehna ušlapala větší zátěž. Pouhých 43,75% ( 7 probandů ze 16) podalo silnější končetinou větší výkon.

Díky této práci jsme tedy zjistili, že existují rozdíly hodnot kardiovaskulárních parametrů při maximální zátěži mezi zátěží oběma a jednou dolní končetinou. Na submaximálních zátěžích jsme výrazně odlišné rozdíly nenašli.

Význam stanovených koeficientů tedy spočívá v usnadnění dávkování zátěže především v tréninku a kondičních programech.

Tyto výsledky nelze brát prediktivně, protože studie byla prováděna na malém vzorku probandů.

## REFERENČNÍ SEZNAM

ABBISS, C. R., KARAGOUNIS, L. G., LAURSEN, P. B., PEIFFER, J. J., MARTIN, D. T., HAWLEY, J. A. & MARTIN, J. C. *Single-leg cycle training is superior to double-leg cycling in improving the oxidative potential and metabolic profile of trained skeletal muscle.* Journal of Applied Physiology, 2011, 110.5: 1248-1255. ISSN 8750-7587

BÍLKOVÁ, V. *Vztah laterality k tělesnému a duševnímu zdraví.* Diplomová práce 2008.

BORG, G. *Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion.* Scandinavian journal of work, environment & health, 1990, 55-58. ISSN 0301-5548

BORG, G. A. *Psychophysical bases of perceived exertion.* Med sci sports exerc, 1982, 14.5: 377-381. ISSN 0195-9131

CALBET, J. A., Gonzalez-ALONSO, J., HELGE, J. W., SØNDERGAARD, H., MUNCH-ANDERSEN, T., BOUSHEL, R., & SALTIN, B *Cardiac output and leg and arm blood flow during incremental exercise to exhaustion on the cycle ergometer.* Journal of Applied Physiology, 2007, 103.3: 969-978. ISSN 8750-7587

CARVALHO, C., WILLEN, C., SUNNERHAGEN, K. S. *Relationship between walking function and one-legged bicycling test in subjects in the later stage post-stroke.* Journal of Rehabilitation Medicine, 2008, 40.9: 721-726. ISSN 1650-1977

COLBERG, S. R., SWAIN, D. P., VINIK, A. I. *Use of heart rate reserve and rating of perceived exertion to prescribe exercise intensity in diabetic autonomic neuropathy.* Diabetes care, 2003, č. 26, s. 986-990 ISSN 0149-5992

CORNELISSEN, V. A., FAGARD, R. H. *Effects of endurance training on blood pressure, blood pressure – regulating mechanisms, and cardiovascular risk factors.* Hypertension, 2005, 46.4: 667-675. ISSN 0194-911X

DOLMAGE, T. E.; GOLDSTEIN, R. S. *Effects of one-legged exercise training of patients with COPD*. CHEST Journal, 2008, 133.2: 370-376. ISSN 0012-3692

DOLMAGE, T. E.; GOLDSTEIN, R. S. *Response to one-legged cycling in patients with COPD*. CHEST Journal, 2006, 129.2: 325-332. ISSN 0012-3692

DRNKOVÁ, Z., SYLLABOVÁ, R. *Záhada leváctví a praváctví*. Praha: Avicenum, 1983. 113 s. ISBN 80-201-0113-6

DUNBAR, C. C., ROBERTSON, R. J., BAUN, R., BLANDIN, M. F., METZ, K., BURDETT, R., & GOSS, F. L. *The validity of regulating exercise intensity by ratings of perceived exertion*. Medicine & Science in Sports & Exercise., 1992, 94-99. ISSN 0195-9131

ESTON, R. G.; BRODIE, D. A. *Responses to arm and leg ergometry*. British journal of sports medicine, 1986, 20.1: 4-6. ISSN 0306-3674

GREEN, D., CHEETHAM, C., MAVADDAT, L., WATTS, K., BEST, M., TAYLOR, R., & O'DRISCOLL, G. *Effect of lower limb exercise on forearm vascular function: contribution of nitric oxide*. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology, 2002, 283(3), H899-H907. ISSN 0363-6135

HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L. *Vyšetřovací metody hybného systému*. 2. vyd., nezměn . Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2003. 135 s. ISBN 80-7013-393-7.

HAMPSON, D.B., GIBSON, A., LAMBERT, M. & NOAKES, T. D. *The influence of sensory cues on the perception of exertion during exercise and central regulation of exercise performance*. Sports Med., 2001, č. 31, s. 935-952 ISSN 0112-1642

HELLER, J. *Praktická cvičení z fyziologie tělesné zátěže*. 1. vyd. .Praha: Karolinum, 2011. 115s. (Učební texty Univerzity Karlovy v Praze). ISBN 978-80-246-1976-7



CHIN, T., SAWAMURA, S., FUJITA, H., NAKAJIMA, S., OJIMA, I., OYABU, H., & NAKAGAWA, A. *Effect of endurance training program based on anaerobic threshold (AT) for lower limb amputees*. Journal of Rehabilitation Research & Development, 2001,38(1). ISSN 0748-7711

CHIN, T., SAWAMURA, S., FUJITA, H., NAKAJIMA, S., OJIMA, I., OYABU, H., & NAKAGAWA, A. *The efficacy of the one-leg cycling test for determining the anaerobic threshold (AT) of lower limb amputees*. Prosthetics and orthotics international, 1997, 21(2), 141-146.

MAŠEK, P. *Význam laterality pro výkonnost ve fotbale*. Bakalářská práce 2011.

MÁČEK, M., RADVANSKÝ, J. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011. 245 s. ISBN 978-80-7262-695-3.

MÁČEK, M., VÁVRA, J. *Fyziologie a patofyziologie tělesné zátěže*. Praha: Avicenum, 1988. 353 s. ISBN 08-080-88.

MOCKOVÁ, K., RADVANSKÝ, J., MATOUŠ, M. *Vztah odhadnuté intenzity zátěže (RPE-Rating of Perceived Exertion) k tepové frekvenci, spotřebě kyslíku a zátěži u pacientů léčených beta-blokátory sympatiku*. Med. Sport Boh. Slov., 2000, č.9, s. 58-67 ISSN 1210-5481

MIYACHI, M., TANAKA, H., YAMAMOTO, K., YOSHIOKA, A., TAKAHASHI, K., & ONODERA, S. *Effects of one-legged endurance training on femoral arterial and venous size in healthy humans*. Journal of applied physiology, 2001, 90.6: 2439-2444. ISSN 8750-7587

MUNIR, S., JIANG, B., GUILCHER, A., BRETT, S., REDWOOD, S., MARBER, M., & CHOWIENCZYK, P. *Exercise reduces arterial pressure augmentation through vasodilation of muscular arteries in humans*. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology, 2008,294(4), H1645-H1650. ISSN 0363-6135

OGITA, F., STAM, R. P., TAZAWA, H. O., TOUSSAINT, H. M., & HOLLANDER, A. P. *Oxygen uptake in one-legged and two-legged exercise*. *Medicine and science in sports and exercise*, 2000, 32.10: 1737-1742. ISSN 0195-9131

OLIVIER, N., LEGRAND, R., ROGEZ, J., BERTHOIN, S., PRIEUR, F., & WEISSLAND, T. *One-leg cycling versus arm cranking: which is most appropriate for physical conditioning after knee surgery?*. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2008, 89.3: 508-512. ISSN 0003-9993

PLACHETA, Z.; SIEGELOVÁ, J.; ŠTEJFA, M. *Zátěžová diagnostika v ambulantní a klinické praxi*. Praha: Grada, 1999. 276 s. ISBN 80-7169-271-9.

PLACHETA, Z. et al. *Zátěžové vyšetření a pohybová léčba*. Brno: MU, 2001. 179 s. ISBN 80-210-2614-6.

ROBERTSON, R. J., MOYNA, N. M., SWARD, K. L., MILLICH, N. B., GOSS, F. L., & THOMPSON, P. D. *Gender comparison of RPE at absolute and relative physiological criteria*. *Medicine and science in sports and exercise*, 2000, 32(12), 2120. ISSN 0195-9131

ROWLAND, T. W. *Circulatory Responses to Exercise Are We Misreading Fick?*. *CHEST Journal*, 2005, 127.3: 1023-1030. ISSN 0012-3692

SARGEANT, A. J., DAVIES, C. T. *Force applied to cranks of a bicycle ergometer during one- and two-leg cycling*. *J. Appl. Physiol.* 42:514 –518, 1977. ISSN 8750-7587

SOVÁK, M. *Výchova leváků v rodině*. 5. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1973, 88 s.

SUGAWARA, J., OTSUKI, T., TANABE, T., MAEDA, S., KUNO, S., AJISAKA, R., & MATSUDA, M. *The effects of low-intensity single-leg exercise on regional arterial stiffness*. *The Japanese journal of physiology*, 2003, 53(3), 239-241. ISSN 0021-521X

SUNNERHAGEN, K. S.; MATTSSON, K. *One-legged bicycling as an assessment tool for patients with stroke*. *Acta neurologica scandinavica*, 2005, 111.6: 373-378. ISSN 0001-6314

THOMAS, L. N.. *Single-leg Cycling, an Evaluation of Pedal Powers*. 2011. PhD Thesis. The University of Utah.

WEZENBERG, D., DE HAAN, A., VAN DER WOUDE, L. H., & HOUDIJK, H. *Feasibility and validity of a graded one-legged cycle exercise test to determine peak aerobic capacity in older people with a lower-limb amputation*. *Physical Therapy*, 2012, 92.2: 329-338. ISSN 0031-9023