

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. lékařská fakulta

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Energetická náročnost pohybu na vozíku u pacientů
amputovaných na dolní končetině

Diplomová práce

Autor: Bc. Pavel Němeček, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Doc. PaedDr. MUDr. Jan Kálal, CSc.

Praha 2012

Autor práce: Bc. Pavel Němeček

Vedoucí práce: Doc. MUDr. PaedDr. Jan Kálal, CSc.

Oponent práce:

Datum obhajoby: 2012

Bibliografický záznam

NĚMEČEK, Pavel. *Energetická náročnost pohybu na vozíku u pacientů amputovaných na dolní končetině*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2012. 74 s. Vedoucí diplomové práce: Doc. MUDr. PaedDr. Jan Kálal, CSc.,

Anotace

Cílem této diplomové práce bylo zjistit vliv jízdy na invalidním vozíku a chůze o podpažních berlích na energetickou náročnost a kardiopulmonární systém u osob amputovaných na dolní končetině. K tomuto měření jsme použili přístroj Metamax 3B od firmy Cortex, fungující na základě měření koncentrace kyslíku a oxidu uhličitého v dýchaném vzduchu a sporttester od firmy Polar. Na základě spotřeby kyslíku lze zjistit energetický výdej při dané aktivitě.

Naší studie se zúčastnilo 11 probandů (mužů) z léčebny dlouhodobě nemocných v Motole. Devět probandů bylo amputováno z vaskulárních příčin, jeden z traumatologických příčin a jeden z jiných příčin. Probandi jezdili (popř. chodili) po dobu čtyř minut tam a zpět po chodbě dlouhé třicet metrů. Byli požádáni, aby jezdili (chodili) takovou rychlostí, aby jim to vyhovovalo a aby zároveň udrželi stejné tempo po vymezenou dobu. Chůzi o podpažních berlích bez protézy zvládly pouze tři osoby z testovaného souboru. V průběhu studie byly měřeny tyto hodnoty: ujetá vzdálenost, průměrná rychlost, spotřeba kyslíku (VO_2 , VO_2/kg , VO_2 peak,), výdej oxidu uhličitého (VCO_2), respirační výměnný koeficient (RER), dechový objem (VT), dechová frekvence (BF), minutová ventilace (MV), srdeční frekvence (HR), energetický výdej a výkon.

V naší práci se nám podařilo, i přes drobné nedostatky, prokázat, že chůze o podpažních berlích je pro osoby amputované na dolní končetině energeticky náročnější a více zatěžující kardiopulmonární systém než jízda na klasickém invalidním vozíku.

Klíčová slova

amputace, energetický výdej, spotřeba kyslíku, invalidní vozík, chůze

Annotation

The aim of this thesis was to determine the effect of driving in a wheelchair and walking on crutches on the energy expenditure and cardiopulmonary system in people with lower limb amputation. For this measurement we used a device Metamax 3B made by Cortex, functioning by measuring the concentration of oxygen and carbon dioxide in the breathing air, and a sporttester made by Polar. On the basis of oxygen consumption it is possible to determine an energy expenditure during the activity.

Our study was attended by 11 probands (men), patient of long-term hospital in Motol Hospital. Nine probands were amputated from vascular causes, one from the traumatological causes and one from the other causes. Probands rode (or walked) for four minutes back and forth along the corridor thirty meters long. They were instructed to ride (walk) at a speed to fit their needstand to also keep the same pace for a defined period of time. Walking on crutches without prosthesis managed only three of the testing file. During the study, these values were measured: distance traveled, average speed, oxygen consumption (VO_2 , VO_2/kg , VO_2 peak), carbon dioxide output (VCO_2), respiratory exchange ratio (RER), tidal volume (VT), breathing frequency (BF), minute ventilation (MV), heart rate (HR), energy expenditure and performance.

In this work we have, despite minor flaws, established, that walking on crutches is for people with lower limb amputation more energy-intensive and more burdensome for cardiopulmonary system than riding in a classical wheelchair.

Keywords

amputation, energy expenditure, oxygen consumption, wheelchair, gate

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Doc. MUDr. PaedDr. Jana Kálala, CSc., uvedl jsem všechny literární a odborné použité zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne:

Pavel Němeček

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu mé diplomové práce Doc. MUDr. PaedDr. Janu Kálalovi, Csc. za cenné rady, trpělivost a vstřícnost. Dále velice děkuji Prof. Ing. Václavu Buncovi, Csc. a technickému personálu UK FTVS za ochotu a spolupráci. V neposlední řadě děkuji všem probandům, bez jejichž účasti bych tuto práci nenapsal.

Obsah

1 ÚVOD.....	8
2 TEORETICKÁ ČÁST.....	10
2.1 Amputace.....	10
2.1.1 Indikace amputací.....	10
2.1.2 Výše amputace.....	11
2.1.3 Komplikace amputací.....	11
2.1.4 Rehabilitace po amputaci.....	12
2.2 Protetika.....	13
2.2.1 Chůze u amputovaných.....	14
2.3 Invalidní vozík.....	16
2.3.1 Kritéria pro výběr vozíku.....	17
2.3.2 Dělení vozíků.....	17
2.3.3 Popis ortopedického vozíku.....	19
2.3.4 Ergonomické nastavení vozíku.....	22
2.3.5 Zásady správného sedu a jízdy.....	22
2.3.6 Důsledky nesprávného sedu.....	23
2.4 Kardiopulmonární parametry a zátěž.....	24
2.4.1 Minutová ventilace – VE (Minute Ventilation) [l/min].....	24
2.4.2 RER – Respiratory Exchange Ratio.....	25
2.4.3 Dechový objem – VT (Tidal Volume) [l].....	26
2.4.4 Dechová frekvence – BF (Breathing Frequention) [dechy/min].....	26
2.4.5 Tepová frekvence - TF, HR (Heart Rate) [tepy/min].....	26
2.4.6 Rychlost – v [m/s].....	27
2.4.7 Spotřeba kyslíku – VO ₂ [l/min, ml/kg.min].....	27
2.4.8 VO ₂ peak [l/min].....	28
2.4.9 Výdej oxidu uhličitého - VCO ₂ [l/min].....	28
2.4.10 Práce – W [kJ], výdej energie při zátěži.....	29
2.4.11 Výkon – P [kW].....	29
3 CÍLE A HYPOTÉZY.....	31
4 METODIKA.....	32
4.1 Popis testovaného souboru.....	33
4.2 Přístroj na měření spiroergometrie.....	33
5 VÝSLEDKY.....	35
5.1 Průměrná vzdálenost a průměrná rychlost.....	35
5.2 Dechová frekvence, dechový objem, minutová ventilace.....	37
5.3 Tepová frekvence.....	40
5.4 VO ₂ , VO ₂ /kg, VO ₂ peak.....	43
5.5 Výdej oxidu uhličitého - VCO ₂	46
5.6 Respirační výměnný koeficient.....	48
5.7 Práce.....	49
5.8 Výdej energie při lokomoci.....	50
5.9 Celková práce.....	51

5.10 Výkon.....	52
6 DISKUZE.....	55
7 ZÁVĚRY.....	62
8 Seznam použité literatury.....	63
9 SEZNAM PŘÍLOH.....	69
10 PŘÍLOHY.....	70

1 ÚVOD

Se stárnoucí populací a častějším výskytem diabetu, se stává stále více aktuálnější otázka amputací dolních končetin. Angiopatie jsou totiž nejčastější indikací k tomuto zákroku. A právě diabetická angiopatie a její důsledek - syndrom diabetické nohy je jednou z hlavních komplikací patřících k tomuto onemocnění. Počet amputovaných z vaskulárních příčin se jen za posledních 15 let zdvojnásobil (Kálal, 2009).

Rehabilitace (respektive jízda na vozíku a chůze jak o protéze, tak s ortopedickými pomůckami) klade značné nároky na kardiopulmonární a neuromuskulární systém.

Při chůzi se dvěma podpažními berlemi, kdy hmotnost těla na nich spočívá a stabilita je udržována pouze muskulaturou horních končetin, dochází k výraznému zvýšení nároků na oběh, což se projevuje zvýšením tepové frekvence a tlaku krve. Nastává redistribuce na úkor dolních končetin. Zde je třeba sledovat ty jedince, u kterých by zátěž spojená se cvičením hybného systému mohla znamenat zhoršení zdravotního stavu. Jsou to především nemocní s ICHS (ischemická choroba srdeční) a ICHDK (ischemická choroba dolních končetin). Dále hypertonici, myopati a některá neuromuskulární onemocnění. (Kálal, 2003, s. 38)

„Až 30% nemocných, kteří přicházejí na rehabilitační lůžkové pracoviště (Kálal, 1984), má současné postižení funkce oběhového a hybného systému. U těchto lidí je třeba sledovat reakci na specifickou zátěž, abychom mohli bez rizik postupovat při léčebné rehabilitaci“ (Kálal, 2003, s. 39).

Někteří pacienti po amputaci dolní končetiny jsou schopni se po určité době naučit chodit (s použitím podpažních, francouzských či vycházkových holí nebo i bez nich, s protézou či bez ní), jiní ovšem chůze schopni nejsou kvůli její značné energetické náročnosti. Těm pak nezbývá nic jiného, než se spolehnout na invalidní vozík.

Stanovení energetické náročnosti pohybové aktivity je základním problémem v případě hodnocení vlivu této pohybové aktivity na lidský organismus, ať už z hlediska prevence některých civilizačních chorob, nebo z hlediska zvyšování fyzické zdatnosti osob, popřípadě k posouzení reakce organismu na daný typ fyzického zatížení. (Bunc, 1989, s. 307)

Energetickou náročnost chůze o protéze u amputovaných zkoumalo ve světě již mnoho autorů (viz diskuze). Všichni potvrdili větší, někdy až několikanásobnou energetickou náročnost, než při chůzi u zdravých osob. Téměř nikdo se však nezabýval energetickou náročností u amputovaných při jízdě na vozíku a při chůzi bez protézy. Přitom oba tyto typy lokomoce vyžadují též značné fyzické úsilí. Je tedy třeba určit, zda bude pacient schopen samostatné lokomoce s použitím ortopedických pomůcek (v našem případě podpažních berlí) či zda se bude moci pohybovat pouze pomocí ortopedického (invalidního) vozíku.

Na tuto problematiku je zaměřena i moje diplomová práce. Naším hlavním cílem bylo zjistit, jaká je energetická náročnost u amputovaných na dolní končetině při jízdě na invalidním vozíku (popř. při chůzi o podpažních berlích). K tomu byl použit přístroj MetaMax 3B od firmy Cortex, zapůjčený z Fakulty tělesné výchovy a sportu v Praze, fungující na analýze dechových plynů (koncentrace oxidu uhličitého a kyslíku). Testování kardiopulmonární výkonnosti zahrnuje současné zkoumání reakcí srdce, plic, cévního systému a metabolismu při fyzické zátěži. Díky testování kardiopulmonární výkonnosti můžeme určit důležité kardiopulmonární parametry z jediného neinvazivního testu, okamžitě rozlišit nedostatečnost srdečních či plicní funkce a pomoci tak k přesné diagnóze, detailně diagnostikovat funkční deficity, které jsou zjistitelné jen při zátěži a obdržet lékařské výsledky a dělat závěry, které jsou relevantní pro aktivity denního života pacienta.

Tato diplomová práce je rozdělena na dva hlavní celky – teoretický a praktický. První z nich je zaměřen obecně na amputace, chůzi po amputaci dolní končetiny, jízdě na invalidním vozíku a kardiopulmonární parametry charakterizující zátěž. V krátkosti je také pro úplnost zmíněna problematika rehabilitace po amputaci dolní končetiny a problematika protetiká. V praktické části je pak popsán výzkum, jeho průběh a výsledky.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Amputace

„Jako amputaci definujeme odstranění periferní části těla včetně krytu měkkých tkání s přerušením skeletu, která vede k funkční nebo kosmetické změně s možností dalšího protetického ošetření“ (Kubeš, 2005, s.165). Odstranění nemocné (neužitečné) tkáně, záchrana života a snížení stupně invalidity jsou hlavní cíle těchto výkonů. I přesto, že se jedná o rekonstrukční výkon, ztráta kontinuity organismu a odstranění jeho části může být pacienty vnímáno velmi nelibě a mnohdy trvá velice dlouhou dobu, než se se ztrátou vyrovnají, vyrovnají-li se s ní vůbec.

2.1.1 Indikace amputací

Základními kritérii k amputacím v současnosti jsou (Kubeš, 2005):

- ♣ choroby končetinových cév
- ♣ trauma
- ♣ tumory
- ♣ infekce
- ♣ afunkce
- ♣ poranění a onemocnění nervová
- ♣ kongenitální anomálie
- ♣ stav kožního krytu anebo defekt měkkých tkání

K amputaci, jakožto radikálnímu a krajnímu řešení, dochází až ve chvíli, selhaly-li již ostatní možnosti léčby. V České Republice jsou nejčastější indikací k amputaci choroby končetinových cév, souvisejících hlavně s diabetickou angiopatií (tzv. syndrom diabetické nohy). Počet takto amputovaných má neustále stoupající tendenci.

Další nejčastější indikací k amputaci jsou devastující traumata, kdy již není možná rekonstrukce, a komplikace těchto traumat (např. plynatá sněť). Ostatní indikace tvoří pouze

malé procento (osteomyelitis, osteosarkom, malformovaná a afunkční končetina, nekróza končetiny, atd.).

2.1.2 Výše amputace

Dle Kubeše (2005) hraje roli kromě rozsahu postižení také i stav jednotlivých tkání:

- ♣ Kožní kryt - lze řešit pomocí laloků, tkáňových expanderů a štěpů
- ♣ Svaly - tyto tvoří měkkotkáňový obal skeletu, musíme dbát na zachování vitálních svalů. Skelet musí být přerušen v takové výši, aby byl zachován dostatečný kryt měkkých tkání.
- ♣ Nervová tkáň - specifickou zůstává otázka řešení stavů na neurologickém podkladu - např. neurologických defektů.
- ♣ Cévní zásobení - patřilo k historicky nejčastější indikaci
- ♣ Možnost optimálního protetického vybavení - je vhodné předem délku pahýlu konzultovat s protetikem, jinak obecně platí pro chůzi, že čím delší pahýl, tím menší energetické nároky při chůzi.

Míst na dolní končetině vhodných pro amputaci je celá řada. Ve směru ascendentním jde o amputace v oblasti nohy (prstce, Lisfrankův, Chopartův kloub, atd.), hlezna, bérce, exartikulace v kolenním kloubu, amputace v oblasti femuru a exartikulace v kloubu kyčelním. V krajních případech se přistupuje k tzv. hemipelvektomii. K hemikorporektomii jen v ojedinělých a výjimečných případech. Nejvíce amputací je ovšem vykonáváno v oblasti bérce a femuru.

2.1.3 Komplikace amputací

Stejně jako po kterékoli jiné operaci, hrozí i po amputaci celá řada komplikací. Dle Kálala (2003) lze komplikace rozdělit na včasné a pozdní. Včasné (např. infekce, embolizace, oběhová selhání, ischemie, atd.) vznikají převážně z důvodů oběhových a většinou jdou ruku v ruce s polymorbiditou a věkem postiženého. K nejznámějším pozdním komplikacím patří například kontraktura amputačního pahýlu či fantomová bolest. Pozdním komplikacím lze dobře předcházet včasným opotézováním a správnou rehabilitací.

Sosna, Vavřík, Krbec, Pokorný (2001) pak dělí komplikace na lokální a celkové.

Do lokálních řadí: Hematom, nekrózu, dehiscenci v ráně, gangrénu, edém, jehož následkem může být tzv. hruškovitý pahýl, dále kontrakturu pyhýlu, zlomeniny v oblasti pahýlu, infekci a bolest. Právě tzv. fantomová bolest nebo jen fantomový pocit patří k velmi častým a svízelným komplikacím, bohužel dodnes s ne zcela objasněnou etiologií, i když na jejím vzniku se nejspíše uplatňuje více faktorů. Do lokálních komplikací pak tito autoři řadí psychologické komplikace, morbiditu a mortalitu.

Obecně lze říci, že nejlepší prevencí těchto komplikací je šetrná a rychlá operační technika při správné indikaci výše amputace (Kubeš, 2005). Velice důležitá je ovšem i následná rehabilitace a kvalitně odvedená práce protetika.

Jako důležitý pro vznik fantomové bolesti se uvádí tzv. amputační neurom. Je to ztlustění terminální části nervu (nejčastěji ischiadiku). Proto má být řešeno jeho přerušeni kolmo na jeho podélnou osu.

2.1.4 Rehabilitace po amputaci

Při rehabilitaci pacientů po amputaci končetiny hraje velkou úlohu protetika a fyzioterapie. Důležitý je ovšem komplexní přístup k takovýmto pacientům, a proto je nutná spolupráce i dalších odborníků rehabilitačního týmu (protetik, neurolog, diabetolog, psycholog, ergoterapeut, sociální pracovník, atd.). Zlepšení a udržení pacientovy celkové kondice (fyzické i psychické) je základním cílem rehabilitace. Pro úspěšnou rehabilitaci nesmíme ovšem zapomenout, že člověk je tvor bio - psycho - sociální a že každému z těchto okruhů musíme věnovat dostatečnou pozornost. Ještě před amputací je důležité dle vyšetření odborníka určit, zda - li se bude pacient po operaci pohybovat pomocí protézy či pomocí invalidního vozíku a dle toho vést jeho rehabilitaci. Léčebnou rehabilitaci můžeme rozdělit na předoperační a pooperační.

Rehabilitace po operaci se dá dále rozdělit na časnou a pozdní, přičemž mezníkem mezi nimi je vyndání operačních stehů (přibližně 10. den).

V časně pooperační rehabilitaci (co nejdříve po operaci) se zaměřujeme na respirační fyzioterapii, cévní gymnastiku, polohování pahýlu jako prevenci proti kontrakturám a otokům. Dále na soběstačnost pacienta, pasivní a posléze aktivní cviky pahýlu (včetně cvičení v představě), kondiční cvičení horních končetin, trupu a zdravé dolní končetiny. Velice důležitá je

těž správná péče o pahýl. Pahýl bandážujeme elastickým obinadlem od vrcholu postupně proximálně, aby se snižoval pooperační otok a správně formoval pahýl. Toto vyvazování naučíme nemocného (Sosna, et al., 2001). Optimální tvar pahýlu je válcovitý, směrem dolů mírně kónický (Kálal, 2009). Správný tvar pahýlu a jeho dostatečná síla jsou totiž důležité k dokonalému zhotovení protetické pomůcky a k jejímu optimálnímu využívání. K dalším prvkům péče o pahýl patří jeho otužování (střídání teplé a studené sprchy, vždy se končí studenou). Při bolestivosti pahýlu můžeme aplikovat i další formy fyzikální terapie, jako jsou TENS (transkutánní elektroneurostimulace) a DD (diodynamik) proudy. Užíváme též masáž, kartáčování (účelem je snižování citlivosti pahýlu), atd. Pozornost musíme věnovat také technikám měkkých tkání na jizvu a její okolí.

Ihned, jakmile je to možné, začínáme s vertikalizací pacienta. K tomu se užívají různá adjuvatika (bradlové chodníčky, chodítka, u zdatnějších pak podpažní či francouzské hole) a na začátku i dopomoc fyzioterapeuta. Je-li pacient schopen stabilního stoje, přistupujeme k tréninku rovnováhy a následně i chůze.

V pozdní pooperační rehabilitaci je hlavním cílem, kromě resocializace a psychologické podpory, právě nácvik chůze.

Není-li pacient schopen chůze pro její vysokou energetickou náročnost, jako prostředek pro lokomoci volíme invalidní vozík (viz kapitola Invalidní vozík).

Jedním z kritérií pro předpis protézy u transfemorálně amputovaného je zvládnutí zátěže alespoň 50 W na rumpálovém ergometru. Pacienti tuto zátěž nezvládající nejsou vhodnými adepty k lokomoci o protéze a jsou tak odkázáni na užívání invalidního vozíku (Dylevský, 1996).

2.2 Protetika

Protéza je mechanická pomůcka, která jak funkčně, tak esteticky nahrazuje ztracenou končetinu. Není-li protéza užívána pouze k estetickým účelům, ale i k bipedální lokomoci, mluvíme o tzv. funkčním protézování (Kálal, 2003). „Vybavení protézou je závažné rozhodnutí z důvodů psychologických, sociálních i ekonomických“ (Kálal, 2009, s. 533).

Protéza je vždy stavěna podle individuálních potřeb pacienta, se kterým tvoří funkční jednotku, označovanou jako „biomechanický celek“. Správné zhotovení protézy je dáno

jednak výběrem vhodných dílů, jednak jejich zpracováním. Dobře navržená a postavená protéza musí plně vyhovovat fyzickým předpokladům pacienta, s čímž úzce souvisí i předpoklad profesní, záliby, sport a nelze opomenout ani předpoklady psychické a mentální. (Matějček, 2005, s. 144)

Zhotovení protézy z přesně naměřených údajů je úkolem protetiky, naučit pacienta protézu správně používat je pak povinností fyzioterapeuta. Čím dříve je protéza hotová, tím lépe pro pacienta.

Dlouholeté chirurgické zkušenosti chirurgů mluví jednoznačně pro postup, který je v české odborné terminologii nazvíván včasným protézováním. Ihned po operaci se vymodeluje sádrová objímka, která cirkulárně obepíná pahýl. Do druhého pooperačního dne je připravena prozatímní protéza. Toto včasné vybavení pomůckou má zabránit celé řadě komplikací, které se vyskytují, je-li prováděno protézování odložené, tj. až po úplném vyhojení amputačního pahýlu. (Kálal, 2003)

V našich podmínkách se tento způsob z důvodů hojení pahýlu málo používá.

Matějček (2005) doporučuje toto vybavení přibližně až po šesti týdnech.

Toto prvovybavení protézou ovšem není definitivní, protože pahýl se dlouhodobě tvaruje (až 1 rok) a podle toho musí být i snadno upravovatelné i lůžko. Definitivní protéza je tedy přidělována až poté, je-li tvar pahýlu již víceméně neměnný. (Kálal, 2009).

2.2.1 Chůze u amputovaných

Důkladným vyšetřením (spiroergometrie) určíme, zda se bude pacient schopen pohybovat pomocí protézy, či bude odkázán na invalidní vozík. Rozhodneme - li pro lokomoci pomocí protézy, přichází na řadu práce protetiky. Po zhotovení protézy je už práce na zvládnutí chůze převážně v rukou fyzioterapeuta, ergoterapeuta a pacienta.

Nejdříve ze všeho je nutné naučit pacienta protézu si správně nasazovat a zacházet s ní (tzv. zácvik). Další fáze – výcvik, spočívá již ve vlastním užívání protézy, což bývá nazýváno též školou chůze. Při ní se přistupuje nejen k nácviku chůze, ale též k nácviku vertikalizace a zvládnutí rovnováhy vestoje, jež musí samotnému nácviku chůze předcházet. Stabilita vestoje se nacvičuje nejlépe u ribstolí či s použitím jiných pomůcek. Amputovaný se musí naučit přenášet postupně větší a větší hmotnost na protézu, až na ní dokáže přenést hmotnost zcela. Malými

pohyby protézou ve flexi/extenzi/abdukci/addukci se pacient seznamuje s novými změnami pákových momentů a koordinuje první kroky. Poté nacvičujeme nátkroky dopředu, dozadu a do stran. Důležitý je nácvik švihové fáze kroku.

U stehenní protézy probíhá nácvik chůze nejprve s uzavřeným kolenním kloubem (kvůli větší stabilitě) a teprve v následující fázi nácviku se kolenní kloub uvolní (odemkne) (Kálal, 2009). Protéza je ovládána pahýlem končetiny. Výuku stoje a chůzi na ní realizujeme, především u starších a oslabených jedinců, nejprve s opornými pomůckami, jako jsou bradla, chodítka, podpažní berle a francouzské hole, posléze vycházkové hole. Na ně se při chůzi přenáší značná část hmotnosti rehabilitovaného. Postupně se snažíme tyto pomůcky odkládat. „Po jednostranné amputaci v bérce či ve stehně je možno, s přihlédnutím k věku, konkomitantním chorobám, celkové kondici a trénovanosti, vycvičit pacienta tak, že může chodit bez jakékoli opory“ (Kálal, 2009, s. 535). Po zvládnutí bezpečné chůze v prostoru se začínáme věnovat chůzi po schodech a v terénu na různých površích, do kopce či z kopce (tzv. parkur). Důležité je věnovat se i nácvikům každodenních aktivit (např. užívání automobilu). Je možno věnovat se též zvládnutí správné techniky pádu.

Občas se můžeme u pacientů s protézou dolní končetiny setkat s různými chybami při chůzi. U pacientů amputovaných ve stehně jsou to:

a) ve fázi zatížení protézy (stojná fáze)

- ♣ rotace chodidla při došlápnutí na patu
- ♣ Trendelenburgův příznak (pokles pánve na straně švihové končetiny v důsledku oslabení abduktorů na straně stojné končetiny)
- ♣ Duchennův příznak (úklon trupu na stranu stojné končetiny nejčastěji v důsledku oslabených abduktorů na stojné končetině)
- ♣ nestejný krok z hlediska časového průběhu a délky

b) ve fázi odlehčení (švihová fáze)

- ♣ chůze na špičkách
- ♣ chůze s extendovanou dolní končetinou pohybující se v zevním oblouku (cirkumdukce)
- ♣ chůdovitá chůze

- ♣ klátivý pohyb
- ♣ nestejný kroky z hlediska časového průběhu a délky

c) ve fázi zatížení protézy a při odlehčení protézy

- ♣ držení trupu v předklonu
- ♣ hyperlordóza bederní páteře
- ♣ křečovitě držení trupu, ztuhlé držení paží

Tyto deviace chůze mohou být způsobeny mnoha různými faktory. „Špatný stereotyp chůze je dán chybným výběrem jednotlivých stavebních prvků, nebo jejich nesprávným funkčním nastavením, případně kombinací obou stavů“ (Matějček, 2006, s. 151). Svůj podíl na tom zajisté mají i svalové dysbalance, pocit dyskomfortu v protéze, obavy z pádu, omezená pohyblivost kyčelního kloubu, svalové kontraktury a další faktory.

Chůze však nemusí probíhat pouze s protézou, ale i bez ní. V tom případě se jedná o dvoudobý typ chůze, který je ovšem poměrně náročnější variantou kvůli nárokům na muskulaturu horních končetin.

2.3 Invalidní vozík

Ne všichni pacienti vybaveni protézou jsou schopni používat ji jako nástroj k lokomoci a popoužívají jí jen jako estetickou pomůcku. Ani dnes ještě nejsme v mnoha případech schopni stoprocentně určit, zda klient bude schopen lokomoce o protéze či nikoli. Na konečném výsledku se totiž podílí mnoho faktorů. Jedním z nich je vysoká energetická náročnost chůze o protéze. Mezi další faktory patří například sociální a psychické aspekty. „Není vysvětlení pro skutečnost, že většina žen ve věku kolem pátého decenia a výše požaduje vybavení protézou, ale potom dává přednost lokomoci na vozíku a spíše se izoluje od společnosti. Pro většinu mužů stejného věku to neplatí“ (Dylevský, 1997).

2.3.1 Kritéria pro výběr vozíku

Je třeba si uvědomit, že vozík se v podstatě stává nedílnou součástí klientova života a že často ovlivňuje způsob jeho života. Každý terapeut vybavující pacienta vozíkem si musí být vědom toho, že špatně zvolená pomůcka může ohrozit nezávislost a může způsobovat poškození, diskomfort a deformity ovlivněné uživatelskou pozicí, nenabízející správnou oporu, nebo špatným rozložením hmotnosti uživatele (Collburn, Ibbotson, 1996). Na správném výběru vozíku by se měl v ideálním případě podílet ergoterapeut, fyzioterapeut, lékař i klient. Za účelem zajištění co nejvhodnějšího vozíku musí být zvažováno hned několik faktorů. Jedním z nejdůležitějších z nich je, že by vozík měl, pokud možno, splnit potřeby a očekávání jeho uživatele. Měl by rozšířit aktivity, které si uživatel přeje doma, ve škole či v práci vykonávat. Měl by tedy odpovídat stupni aktivity jeho uživatele. Pro některé starší uživatele se snižujícími se schopnostmi je nezbytné zajištění snadné ovladatelnosti a nenáročnosti.

Výběr vozíku záleží též na diagnóze, na jejímž základě je vozík užíván. To, zda je stav neměnný, zhoršující se či zlepšující se určí, jak dlouho a jak často bude vozík využíván, eventuálně po jak dlouhé době musí být modifikován a seřízen, aby i nadále odpovídal měnícímu se stavu uživatele. Též pacientovy fyzické dovednosti se podílí na výběru vozíku. Čím lépe je na tom uživatel v tomto ohledu, tím složitější může vozík být. Nezvládne-li pacient standardní ručně poháněný vozík, může přejít na vozík poháněný elektricky. Toto v České Republice neplatí.

Při užívání doma je třeba zohlednit šířku dveří, chodby, prostor mezi nábytkem pro manévrování, výšku stolu, kuchyňské linky, skříněk a překážky (např. prahy). Další nástrahy najdeme v podstatě všude v okolí. Venku, ve škole, v městské hromadné dopravě, na pracovišti, atd.

2.3.2 Dělení vozíků

Podle způsobu pohonu dělíme vozíky na mechanické, elektrické a motorové. Mechanické ještě dále dělíme dle způsobu využití na standardní, aktivní a speciální.

Mechanicky poháněné ortopedické vozíky

a) standardní ručně ovládané uživatelem samotným

Takovéto mají dvě velká kola s ráfky pro ruční pohánění a dvě malá volně se pohybující kolečka kvůli snadnému manévrování. Tyto vozíky jsou určeny především pro dlouhodobé uživatele, kteří jsou alespoň do určité míry schopni samostatného přesunu z místa na místo, i když to vyžaduje značnou vytrvalost a sílu. Při stehenní amputaci musí být vozík vybaven proti převrácení pozměněným těžištěm nebo kolečky v zadní části vozíku.

b) transportní vozíky ovládané druhou osobou

Mají obvykle čtyři menší kolečka. Jsou určeny klientům, kteří nejsou schopni zvládnout standardní mechanicky poháněný vozík nebo příležitostným uživatelům, kteří jsou v interiéru schopni chůze, ale pro přesuny v exteriéru potřebují pomoc. Některé jsou vybaveny brzdou pro obsluhující osobu.

c) speciální vozíky

Například vozíky na jednoruční pohon, mající oba ráfky na pohánění na straně zdravé horní končetiny, vozík pro amputované na dolní končetině (se snadno seřiditelným těžištěm podle potřeb klienta), atd.

d) aktivní vozíky

Lehké, snadno ovladatelné vozíky určené pro vysoce aktivní uživatele, určené ke každodennímu používání a vhodné k různým druhům sportů. Díky nízké hmotnosti, jednoduché rozložitelnosti a kompaktním rozměrům je lze snadno převážet autem.

Elektrické vozíky

Určené pro osoby s těžkým postižením a minimální funkcí horních končetin, kvůli které by nebyli schopni ovládat vozík mechanický. Jsou ovládány joystickem. Ten lze, v případě

potřeby ovládat například bradou. Na pomezí mezi mechanicky a elektricky ovládaným vozíkem je mechanický vozík s přídatným elektromotorem.

a) elektricky poháněné vozíky pro vnitřní užití

Jsou pro ty, kteří nejsou schopni chodit a dokonce nejsou ani schopni se pohybovat pomocí mechanického vozíku. Vozík má pouze omezený dojezd na jedno nabití baterie, na druhou stranu je s ním ale velice snadné manévrovat. Nejsou moc vhodné pro venkovní užití, ale jsou často užívány na zahradách či na hřištích v blízkém okolí s dobrým přístupem a povrchem. Pokud jsou baterie vybity, může být tlačěn další osobou, ale pro jeho značnou hmotnost a omezenou rozložitelnost je špatně přenositelný.

b) elektricky poháněné vozíky na vnitřní i venkovní užití

Hlavní výhodou těchto vozíků je dobrý dojezd na jedno nabití a slušná kvalita jízdy i na nezpevněných površích. Nevýhodou je ovšem vyšší cena.

c) elektrické tříkolky

Motorové vozíky

Motorové tříkolky a čtyřkolky patří mezi nejméně početnou skupinu vozíků.

2.3.3 Popis ortopedického vozíku

Rám vozíku (konstrukce)

Rám vozíku může být skládací nebo pevný. Hlavní výhodou vozíků se skládací konstrukcí je samozřejmě jejich skladnost a snadnější přenositelnost. Lépe také při jízdě kopírují terén. Vozíky s pevnou konstrukcí bývají stabilnější a komfortnější pro delší užívání. Logicky se ovšem hůře převážejí. Snesou větší zatížení a proto pevnou konstrukci mívají hlavně vozíky sportovní.

Kola

Kola u mechanických vozíků rozdělujeme na velká hnací kola a malá řídicí kolečka. Velká kola se mohou lišit v jejich velikosti. Větší kola jsou sice lépe dosažitelná i pro osoby s větším postižením horních končetin, ale zároveň mohou překážet při přesunech z vozíku, protože vyčnívají více nad sedadlo. Pevné (plně pryžové) pneumatiky se hodí spíše na vnitřní užívání a jsou snadnější na udržování. Nafukovací (standardní) dušové pneumatiky jsou pak vhodnější na venkovní užití, protože, jsou-li správně nahuštěny, lépe pohlcují nerovnosti venkovních povrchů. Hnací obruče mohou být vybaveny pryžovými návleky, pogumovány či doplněny o trny pro klienty s omezeným úchopem. Velká kola bývají standardně k rámu připevněna pomocí rychloupínáků, což značně usnadňuje jejich sundání.

Malá kolečka jsou také možná v různých velikostech. Menší kolečka dělají vozík snáze ovladatelným, zatímco větší kolečka jsou vhodnější i pro méně zpevněné povrchy, protože méně často zapadnou různých výmolů. Jejich výběr tedy závisí hlavně na povrchu, na kterém se bude uživatel nejvíce pohybovat.

Zádová opěrka

Zádová opěrka může být odkloněna od vertikály v různém stupni. Čím větší odklon, tím větší opora pro klienty s nestabilitou trupu, či omezenou flexí v kyčelních kloubech. Zádové opěrky mohou být buď textilní, lépe se vytvarující podle tvaru zad klienta, či pevně vytvarované, hodící se pro posturální korekce klienta. Podpěrky hlavy jsou pak nutností pro uživatele potřebující oporu hlavy (např. vysoké míšní léze). Naopak nizoučké opěrky, především u sportovních vozíků, povolují veliký stupeň pohyblivosti trupu a proto jsou vhodné jen pro vysoce aktivní uživatele.

Sedák a podložka

Sedák bývá plátěný a sám o sobě by byl na sezení nepohodlný a mohl by způsobovat otlačení. Bývá proto doplněn o sedací podložku, jejíž základní funkcí je zvýšit klientův

komfort při dlouhodobém užívání vozíku, předcházet otláčeninám a dekubitům a podpořit pacientovu posturu. Podložka by měla být vybrána po pečlivém zhodnocení pacientova stavu a jeho vozíku. Měly by se brát v úvahu všechny zvláštní požadavky. Podložka by měla rozprostírat tlak rovnoměrně pod uživatelova stehna a zadek, což by mělo předcházet otlakům a nabídnout pohodlí a stabilitu důležitou pro optimální pohyblivost. Pro uživatele je vhodné, aby se zúčastnil výběru, hodnocení a otestování podložky před jejím nákupem. Podle naplně, užívající se k jejich naplnění je můžeme dělit na gelové, silikonové, vzduchové, naplněné tekutinou na olejové bázi či naplněné pěnou s „pamětí“, molitanové, atd.

Zádovou opěrku spolu se sedákem označujeme jako sedadlovou jednotku.

Stupačky

U klientů schopných se odrážet nohou či se na ní postavit jsou vhodné dělené stupačky. Pro ostatní jsou vhodné stupačky nedělené, protože jsou kratší a lze se tak s vozíkem vytočit na menším prostoru.

Područky

Mohou být buď pevně přidělané k rámu (tzv. blatníky) nebo oddělitelné (aby nepřekážely přesunům, či aby se bez nich dalo zajet např. ke stolu). Jejich výška by měla být upravena speciálně pro uživatele s ohledem na jeho možnosti a délku paží. Měly by být snadno výškově nastavitelné kvůli možné změně podsedáku. Funkcí područek je ochrana oděvu před znečištěním, před zamotáním se do kola a opora pro lokty.

Brzdy

Brzdy jsou obvykle na obou stranách vozíku, ale je možné je mít i na straně jedné (např. pro amputované na horní končetině).

2.3.4 Ergonomické nastavení vozíku

Správnou velikostí vozíku by měl být zajištěn náležitý komfort a dobrá opora při sezení či jízdě. Mezi předním okrajem a podkolenní rýhou by měl být takový prostor, aby se do něj vešla svisle dlaň (nebo minimálně 5 centimetrů). Dlaň by se též měla vejít mezi stehna a přední část sedáku, aby nedocházelo k utlačování cév a otokům končetiny. V kolenou a kotnících by mělo být 90°. Stupačky by měly bezpečně podepírat nohy minimálně 5 cm na zemi. Uživatel by měl být schopen dosáhnout ovládací obruče (ráfku) a zároveň udržet vzpřímené držení těla. Opěrka by měla nabízet dostatečnou oporu pro páteř, ale zároveň nepřekážet při manévrování. Správná výška opěradla bude různá podle stability uživatele trupu. Musí být tedy taková, aby zajistila uživateli vzpřímené držení těla, ale jen do takové míry, aby ho to neomezovalo (např. při sportování). U míšních lézí se řídí výška opěrky podle místa léze. Obecně lze říci, že čím je mícha poškozena výš, tím klient potřebuje vyšší zádovou opěrku (Faltýnková, 2004). Područky (pokud jsou) by měly být o 2,5 cm výše, než je vzdálenost od sedadla k ohnutému lokti. Sedací plocha musí být dost široká na to, aby se vešla dlaň na každou stranu mezi nejširší část stehna a postranice vozíku (kvůli oblečení, ortézám, protézám). Příliš úzký vozík by mohl způsobovat otlačení a mohl by omezovat krevní průtok. Naopak příliš široký vozík by nezajistil jeho uživateli dostatečnou oporu a stabilitu.

Toto pro každého individuální nastavení spolu se zásadami správného sedu by mělo zajišťovat potřebný komfort i pro dlouhodobé užívání vozíku.

2.3.5 Zásady správného sedu a jízdy

- ♣ sedí-li uživatel vzadu na sedadle, kyčle by měly svírat s trupem úhel 90°, stehna by měla být volně - ani ne u sebe či příliš daleko od sebe
- ♣ stejně tak v kolenou i v kotnících by mělo být 90°
- ♣ pánev je ve středním postavení (není přítomna ani anteflexe ani retroflexe), čímž zachovává fyziologické zakřivení bederní páteře - bederní lordózu
- ♣ páteř je fyziologicky zakřivena - bederní lordóza, hrudní kyfóza a krční lordóza, není přítomna skolióza
- ♣ ramena nejsou v protrakci, retrakci ani elevaci

- ♣ hlava se pohybuje nad spojnicí kyčelních kloubů

V této poloze jsou totiž přirozeně zatěžována meziobratlová skloubení páteře, hlavové klouby i klouby ramenní, které pak může klient správně zapojovat při jízdě na vozíku i při každodenních činnostech.

2.3.6 Důsledky nesprávného sedu

důsledky retroflexe

- ♣ páteř se dostává do kompenzačního kyfotického držení
- ♣ dochází ke sklouzávání pánve vpřed a ke zvýšenému tlaku na hrboly sedacích kostí
- ♣ pacient se více opírá do opěrky, může si tak způsobit otláčeniny na spinálních výběžcích páteře
- ♣ zvýšené zakřivení krční páteře a předsunuté držení hlavy
- ♣ špatné pohybové stereotypy a z toho vyplývající přetěžování ramenních kloubů, krční páteře, atd.

důsledky anteflexe

- ♣ nefyziologické zakřivení páteře (zvýšení lordózy bederní páteře)
- ♣ zvýšené napětí nebo zkrácení ohýbačů kyčelního kloubu, často též flexorů kolenních kloubů a kotníků

důsledky šikmé pánve

- ♣ kompenzační skolióza páteře
- ♣ asymetrické zapojování horních končetin do funkce
- ♣ asymetrické zatížení sedacích hrbolů s nebezpečím vzniku dekubitů

důsledky rotace

- ♣ rotace obratlů mezi sebou
- ♣ zkrácení flexoru kyčelního kloubu na straně rotace pánve

Často můžeme sledovat, že dochází ke kombinaci výše uvedených asymetrických postavení pánve.

2.4 Kardiopulmonární parametry a zátěž

Tělesná zdatnost není jen záležitostí transportního a muskuloskeletárního systému, jak se dříve nepřesně uvádělo, ale všech systému v organismu. Tedy i zažívacího, vylučovacího, nervového, endokrinního a smyslových orgánů. Nejcitlivěji na fyzickou zátěž reagují první dva jmenované systémy a na nich se dá i zjišťovat stupeň adaptability (tedy tréninku). (Kálal, 2003, s. 55 – 56)

Změny transportního systému v reakci na zátěž lze rozdělit na 3 fáze. V první, krátké fázi, relativně málo záviselý na intenzitě zátěže, dochází v transportním systému k rychlým a velkým změnám. Jak dechový, tak oběhový systém zvyšují svoji aktivitu. Poté následuje nekolikaminutový, na intenzitě závislý přechod do třetí fáze – rovnovážného stavu. V této poslední fázi je již systém adaptován na nové oběhové požadavky. Čím je osoba starší a méně trénovaná a zátěž intenzivnější, přichází rovnovážná fáze později.

Z hlediska systémového přístupu při popisu reakce živého organismu - systému – na tělesné zatížení je fyzické zatížení vstupní veličinou, která působí na živý systém. Záleží na velikosti (intenzitě) a na době trvání tohoto podnětu, jaké a jak se v systému rozeběhnou složité reakce jednotlivých subsystémů (např. kardiovaskulárního systému). (Bunc, 1989, s. 23)

„K popisu reakce organismu na zátěž je třeba užít vhodných veličin, pomocí jejichž dynamiky pak můžeme popsat stav tohoto systému“ (Bunc, 1989, s. 29). V následující části uvedeme několik nejčastěji používaných veličin.

2.4.1 Minutová ventilace – VE (Minute Ventilation) [l/min]

Úkolem respirace v živém systému je výměna kyslíku - O_2 a oxidu uhličitého - CO_2 mezi zevním a vnitřním prostředím organismu. Tato výměna při fyzickém zatížení mnohonásobně stoupá. Proto dochází ke zvýšení minutové plicní ventilace, která je v pásmu submaximálních intenzit úměrná intenzitě zátěže. Tělesné zatížení zvyšuje ventilaci za fyziologicky normálních

podmínek nejvíce ze všech známých činitelů.

Toto zvyšování kompenzuje zvýšené požadavky na kyslík a zvýšenou potřebu odvádět z těla oxid uhličitý. Množství vzduhu vdechnutého (vydechnutého) za minutu se nazývá minutová ventilace. Vypčítáme ji tak, že počet dechů – BF (Breathing Frequention) vynásobíme dechovým objemem - VT (Tidal Volume).

$$VE = VT \times BF$$

Normální dechová frekvence u zdravého člověka v klidu je někde v rozmezí mezi 14-18 dechy za minutu. Normální dechový objem je u zdravého člověka v klidu 8-10 ml/kg. Minutový objem se zvyšuje se zvyšující se zátěží. Tím jsou kompenzovány zvýšené nároky těla na O₂ a zvyšující se potřeba z těla odstranit CO₂. Při velmi těžké zátěži se minutová ventilace může zvýšit až 20x. Na začátku zátěže se dýchání zrychluje a prohlubuje, přičemž toto zrychlení je regulováno ve vztahu k objemu tak, aby dýchací svaly vykonávaly co nejméně práce, neboli aby pracovaly co nejeekonomičtěji. Dle Bunce (1989) je dnes všeobecně přijímán názor Dejourse, že vzestup ventilace v počátku je možné rozdělit na dvě složky. Rychlou, která je bezprostředně spojena s motorickou aktivitou, a pomalou, která je řízena humorálně („přes“ CO₂, pH, ...).

2.4.2 RER – Respiratory Exchange Ratio

Při klidovém dýchání normálně vdechujeme více molekul O₂ než kolik vydechujeme molekul CO₂. Poměr mezi vydechnutým CO₂ a vdechnutým O₂ nazýváme respirační výměnný poměr – RER. Měření tohoto poměru může být využito pro odhadnutí respiračního kvocientu – RQ (Respiratory Quotient), což je ukazatel, jsou-li k dodání energie tělu metabolizovány převážně sacharidy nebo tuky. Během zátěže ovšem tento odhad ztrácí na přesnosti.

V klidu se RER pohybuje kolem hodnoty 0,8. Během intenzivního cvičení svaly využívají více kyslíku a zároveň produkují více oxidu uhličitého, stoupá hodnota RER nad 1. Výpočet RER se běžně udává v souvislosti se zátěžovými testy, kde může být využíván jako indikátor blížícího se vyčerpání a jako ukazatel mezních hodnot kardiorepiračního systému. Hodnota RER při zítěži větší než 1,1 je brána jako enormě zatěžující pacienta. RER kolem 0,7

znamená, že převažujícím substrátem pro dodání energie organismu jsou tuky, RER kolem 0,85 naznačuje směs tuků a sacharidů a hodnota 1 a výš svědčí o sacharidech jako hlavním zdroji.

2.4.3 Dechový objem – VT (Tidal Volume) [l]

Se zvyšující se zátěží hodnota dechového objemu roste. Společně s dechovou frekvencí se podílejí na zvýšení minutové ventilace. Na zvýšení minutové ventilace se dechový objem podílí více než dechová frekvence.

2.4.4 Dechová frekvence – BF (Breathing Frequention) [dechy/min]

Dechová frekvence vyjadřuje počet dechů za určitý časový úsek, typicky za jednu minutu. Společně s dechovým objemem se podílejí na rostoucí minutové ventilaci při zátěži, přičemž dechová frekvence se uplatňuje méně než dechový objem.

2.4.5 Tepová frekvence - TF, HR (Heart Rate) [tepy/min]

Jednou z nejnázne měřitelných veličin informujících o vlivu tělesné zátěže na organismus je tepová frekvence. Pracující svaly při zátěži potřebují vyšší dodávku živin, která je zajišťována vyšším průtokem krve velkými cévy. Ten je zase uskutečňován vyšším minutovým srdečním objemem, vypočítaným jako součin tepového objemu a srdeční frekvence. Jak srdeční frekvence, tak tepový objem se při zátěži do jisté míry zvětšují. A jelikož volum srdeční je v dynamické zátěži obtížně měřitelný, lze alespoň částečně vycházet ze změn tepové frekvence.

Tepová frekvence může být ovlivněna více faktory. Jsou jimi např. léky, dieta, svalová aktivita a okolní prostředí. Dle McArdlea (2006) může toto vše zvyšovat tepovou frekvenci. Spolu s tepovým objemem se tepová frekvence zúčastní na minutovém objemu srdečním, který se při zátěži zvyšuje, aby se k pracujícím svalům dostal dostatek okysličené krve a aby byla odváděna krev odkysličená. Minutový objem srdeční se zpočátku zátěže zvyšuje poměrně rychle, přičemž rozhodujícím faktorem je tepová frekvence. Ta se zvyšuje v reakci na podráždění parasymptikem.

U zdravých lidí stoupá TF při zátěži lineárně až k hodnotám 75-80% maxima (Paukrtová, 1999). TF ovlivňují faktory jako je věk, pohlaví, trénovanost, kardiovaskulární, plicní a endokrinologická onemocnění, typ zátěže (poloha těla), motivace a medikace (beta blokátory)

2.4.6 Rychlost – v [m/s]

Udává, za jaký čas ujedeme určitou dráhu. Čím vyšší rychlost, tím více se zapojuje příčně pruhované svalstvo. Stoupá přitom spotřeba kyslíku.

2.4.7 Spotřeba kyslíku – $\dot{V}O_2$ [l/min, ml/kg.min]

Udává množství kyslíku předaného tkáním za jednotku času.

Děje, jimiž se při tělesné práci uvolňuje potřebná energie, jsou jednak přímo závislé na dodávce O_2 (aerobní děje – oxidativní fosforylace), jednak probíhají bez dostatečného přístupu O_2 (anaerobní děje – glykolitická fosforylace), nebo také na účet kyslíkového dluhu, který musí být pak v zotavení vyrovnán. (Bunc, 1989, s. 35).

Z toho plyne i důležitost sledování dynamiky spotřeby kyslíku.

„Průběh spotřeby kyslíku během počáteční fáze fyzického zatížení je možné rozdělit na dvě složky, které je možné popsat exponenciálními funkcemi nebo jejich kombinacemi“ (Bunc, 1989, s. 37-38).

V tomto počátečním úseku, jehož trvání je přímo úměrné velikosti aplikovaného zatížení, se příjem kyslíku zpožďuje za jeho aktuální spotřebou, v důsledku čehož vzniká tzv. kyslíkový deficit (Åstrand, Rodahl, 1977). Trvá-li zatížení submaximální intenzity delší dobu, nastává další fáze, tzv. rovnovážný stav, kdy je $\dot{V}O_2$ téměř konstantní.

Příčně pruhované svalstvo je hlavním orgánem zvyšujícím při zátěži spotřebu kyslíku. Podle kinetiky $\dot{V}O_2$ lze tedy sledovat i energetický výdej. „Protože máme všichni téměř identickou účinnost oxidativního substrátového metabolismu, lze ze spotřeby kyslíku stanovit dosti přesně i energetický výdej“ (Radvanský, 1998) Vynásobíme-li aktuální spotřebu kyslíku hodnotou 20-21 (energetický ekvivalent pro kyslík = teplo vytvořené 1 litrem spotřebovaného kyslíku), vyjde nám aktuální energetický výdej při této činnosti. Dále, vynásobíme-li tuto

hodnotu dobou (v minutách), vyjde nám celkový energetický výdej, který muselo tělo vynaložit k vykonání této činnosti. Spotřeba O_2 v čase může být udávána jako absolutní (l/min), nebo jako relativní, vztažená na tělesnou hmotnost (ml/kg.min). Na VO_2 má vliv hned několik faktorů, jako je pohlaví, věk, trénovanost či nadmořská výška. Udávat VO_2 lze také v METs, což jsou násobky klidové spotřeby kyslíku.

Hodnoty VO_2 jsme měřili pomocí analyzátoru koncentrace kyslíku a oxidu uhličitého v dýchaném plynu.

Zatížíme-li pacienta nízkou konstantní intenzitou, zvyšuje se jako spotřeba kyslíku přibližně do 3. minuty exponenciálně. V dalším čase již spotřeba kyslíku nestoupá, je dosaženo tzv. steady state (rovnovážného stavu). Tyto změny lze pozorovat při zátěži pod anaerobním prahem. Stoupá-li VO_2 lineárně a to i mezi 3. a 6. minutou, jedná se o zátěž za anaerobním prahem (Wasserman, Casaburi, Sue, Whipp, Hansen, 1994).

2.4.8 VO_2 peak [l/min]

Obecně se pod tímto pojmem rozumí nejvyšší hodnota VO_2 dosažená během spiroergometrického vyšetření a obvykle nastává v blízkosti vrcholové zátěže (Milani, Lavie, Mehra, Ventura, 2007). V našem případě byla za hodnotu VO_2 peak považována nejvyšší dosažená hodnota VO_2 při vyšetřování. Většinou této hodnoty dosáhli probandi v poslední (čtvrté) minutě.

2.4.9 Výdej oxidu uhličitého - VCO_2 [l/min]

Udává množství oxidu uhličitého ve vydechovaném vzduchu. Při zátěži nejde jen o to, aby byly tkáně dostatečně zásobeny kyslíkem, ale také o to, aby byl z těla dostatečně odváděn oxid uhličitý. Se zvyšující se zátěží svalstvo produkuje více a více CO_2 . Pomocí poměru VCO_2 / VO_2 (viz RER) jsme schopni při spiroergometrii stanovit anaerobní práh, což je hodnota udávající přechod mezi převážně aerobním a anaerobně-aerobním krytím energetických potřeb organismu při zátěži. Za tímto prahem VCO_2 a VE strmě stoupají.

„V klidu a na začátku tělesné zátěže probíhá křivka VCO_2 těsně pod křivkou VO_2 . Po

překročení anaerobního prahu se začíná tvořit nemetabolizovaný CO₂, což vede k prudkému vzestupu VCO₂ a následnému vzestupu RER na hodnoty jednoznačně přesahující 1,0“ (Milani et al., 2007, p. 1606).

2.4.10 Práce – W [kJ], výdej energie při zátěži

Celková práce nám udává výkon (P) za určitý čas (t). Vypočítáme ji dle vzorce:

$$W = P \cdot t$$

Je to také fyzikální veličina se stejným rozměrem a jednotkou jako energie.

Aktuální výdej energie (práce) lze vypočítat též jako VO₂ x energetický ekvivalent pro kyslík. Pro celkový výdej energie (celkovou práci) musíme ještě aktuální výdej energie vynásobíme časem (v minutách). Velikost práce je rovna velikosti přeměněné (předané) energie. Lze říci, že energie vydaná při tělesné aktivitě, záleží na intenzitě zatížení při této aktivitě.

2.4.11 Výkon – P [kW]

Práce provedená za časovou jednotku se nazývá výkon. Schopnost podávat měřitelný výkon v určité činnosti se nazývá výkonnost. Výkon vypočítáme, když celkovou práci (v KJ) vydělíme časem (v sekundách) podle vzorce:

$$P = W / t$$

Podávaný výkon nebo celkově vykonaná práce při plně aerobním hrazení energie pro svalovou činnost se téměř plně odráží ve spotřebě O₂. Celkově vykonaná práce tedy koreluje s celkovou spotřebou kyslíku, výkon se spotřebou kyslíku v časové jednotce. Nároky na kyslíkový transportní systém, ale i na metabolický obrat jsou tím vyšší, čím větší množství kyslíku musí být dodáno do činných svalů v časové jednotce, tedy VO₂. (Paukrťová, 1999)

„Výkonnost závisí nejen na zdravotním stavu, ale i na volbě činnosti, míře adaptace na tuto činnost (trénovanost), nadání, psychologických faktorech, jako je motivace, vytrvalost a emoční stabilita i na vnějších podmínkách (klíma, tlak, denní doba, činnosti předcházející testované zátěži)“ (Radvanský, 1998).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, do jaké míry je pro osoby s amputací na dolní končetině energeticky náročná jízda na invalidním vozíku a chůze bez protézy s použitím ortopedické pomůcky (podpažní berle) při jimi vybrané (pohodlné) rychlosti. Ostatní autoři (viz diskuze) se zaměřují spíše na energetickou náročnost chůze o protéze popř. ještě náročnost při jízdě, zatímco chůze bez protézy zůstává stranou. Naše výsledky bychom rádi porovnali s jejich, již proběhlými studiemi, a ozřejmili tak, jaký typ lokomoce je pro amputované pacienty energeticky náročnější.

Hypotézou bylo, že chůze s užitím podpažních berlíků je u amputovaných na dolní končetině energeticky náročnější a více zatěžující kardiopulmonární systém než jízda na invalidním vozíku.

4 METODIKA

Měření energetické náročnosti při chůzi o podpažních berličích a při jízdě na vozíku probíhalo na téže chodbě, jejíž délka byla 30 metrů. Probandi jezdili (popř. chodili) po chodbě tam a po otočení na jejím konci zpět, po dobu čtyř minut. Byli vyzváni, aby jezdili (chodili) takovou rychlostí, aby jim to vyhovovalo a aby zároveň udrželi stejné tempo po vymezenou dobu (tedy čtyři minuty). Při jízdě na vozíku byli vždy pacienti námi na konci chodby otočeni, aby absolvovali pouze rovný úsek chodby bez otáčení se vlastními silami a tím aby byly minimalizovány rozdíly v energetické náročnosti při jízdě. Otáčení se totiž zajisté patří k energeticky náročnějším aktivitám než pouhá jízda v ustáleném tempu po rovině. Při chůzi se samozřejmě otáčeli vlastními silami.

Povrch chodby byl z linolea, vozík měli všichni klasický invalidní, na kterém již byli zvyklí jezdit. Příklad probanda při jízdě můžeme vidět na příloze č. 5.

Nejprve byly změřeny hodnoty v klidu, poté při jízdě na invalidním vozíku a nakonec, u těch, kteří zvládli, i při chůzi.

K analýze dechových plynů byl použit přístroj METAMAX 3B od firmy Cortex (viz přílohy č. 1 a č. 3). Před měřením byl přístroj zkalibrován. Při měření byla teplota okolního vzduchu 24°C, tlak vzduchu 975 mbar. Použitím náústku jsou vedeny dýchací plyny k objemovému senzoru, který registruje všechny různé parametry lidského dýchání. Na nosu měli probandi plastový kuliček, aby mohli dýchat striktně pouze ústy. K senzoru je připojen odsávací systém, díky němuž vzorky dechových plynů mohou být převzaty a následně analyzovány v systému. Pomocí tohoto přístroje a příslušného softwaru v notebooku (technické zázemí při měření viz příloha č. 6) byla měřena koncentrace dechových plynů (spotřeba kyslíku a výdej oxidu uhličitého), respirační výměnný koeficient, minutová ventilace, VO₂ peak, energetický výdej při nejvyšší hodnotě VO₂, výkon a celkově vykonaná práce. V medicíně je často spiroergometrické vyšetření kombinováno spolu s elektrokardiografií - EKG. K našim účelům postačil pouze monitoring srdeční frekvence pomocí sporttesteru firmy Polar a hrudního pásu T31C téže firmy (viz přílohy č. 2 a č.4).

Při měření samotném probandi dýchali pouze ústy (na nose měli kuliček, aby se zamezilo úniku vzduchu nosem) do náústku, z něhož se dýchací plyny dostaly do analyzátoru dechových

plynů, který měli pověšený kolem krku. Naměřené výsledky byly statisticky zpracovány pomocí programu MS Excel (harmonický průměr, směrodatná odchylka).

4.1 Popis testovaného souboru

Celkem se našeho měření zúčastnilo 11 probandů. Všech 11 dobrovolníků - mužů bylo v té době (21.1.1012) pacienti na LDN v Motole. Převážná většina byla amputována pro cévní onemocnění dolních končetin. Bližší informace viz Tabulka č.1

Sledovaná veličina	Počet (SD)
Průměrná doba od amputace (měsíce)	10 (8)
Průměrný věk probandů (roky)	71 (11)
Průměrná hmotnost po amputaci (kg)	77 (23)
Průměrná výška po amputaci (cm)	163 (23)
Počet probandů testovaného souboru	11
Počet probandů zvládajících chůzi	3
Počet amputovaných vaskulární etiologie	9
Počet amputovaných traumatologické etiologie	1
Jiná etiologie	1
Počet transfemorálně amputovaných	4
Počet transtibiálně amputovaných	4
Počet amputovaných periferněji	3

Tabulka 1. Bližší informace o testovaném souboru

4.2 Přístroj na měření spiroergometrie

METAMAX 3B je přenosné, na elektrické síti nezávislé zařízení určené k testování kardiorespirační výkonnosti použitelné jak ve vnitřním, tak ve venkovním prostředí. Využíváno je hlavně ve sportu, ovšem své nezastupitelné místo má i v medicínské oblasti. Jedná se o zařízení kompletně testující výkon přímo při aktuálně prováděné činnosti. Díky obousměrnému bezdrátovému přenosu a provozu na baterie je možno používat při dříve nedosažitelných činnostech. Různá hardwarová rozšíření a možnosti softwarových doplňků ještě zvyšují flexibilitu.

Přístroj METAMAX přináší:

- maximální přesnost měření díky špičkové kvalitě měřicího senzoru
- rychlou kalibraci
- kompaktní design, dokonalé přichycení k tělu a malou hmotnost (570 g včetně baterie)
- bezdrátový dosah až 1 km
- chod nezávislý na síti až 15 hodin
- analýzu dýchacích plynů dechu za dechem
- patentovaný obosměrný přenos testovaných dat
- měření tepové frekvence s hrudním pásem či záznam srdeční funkce pomocí 3-kanálového nebo 12-ti kanálového EKG
- technologii GPS pro určení rychlosti a nadmořské výšky
- integraci zařízení na měření krevního tlaku a systémy pulzní oxymetrie

Přístroj i s asistencí technika byl zapůjčen z UK FTVS díky laskavosti Prof. Bunce.

5 VÝSLEDKY

Naše studie byla prováděna na 11 probandech amputovaných na dolní kočetině. Všechny 11 jich zvládlo absolvovat čtyřminutovou jízdu na invalidním vozíku při jimi zvolené (pohodlné) rychlosti jízdy, ovšem jen 3 byli schopni čtyřminutové chůze touto rychlostí o podpažních berlích.

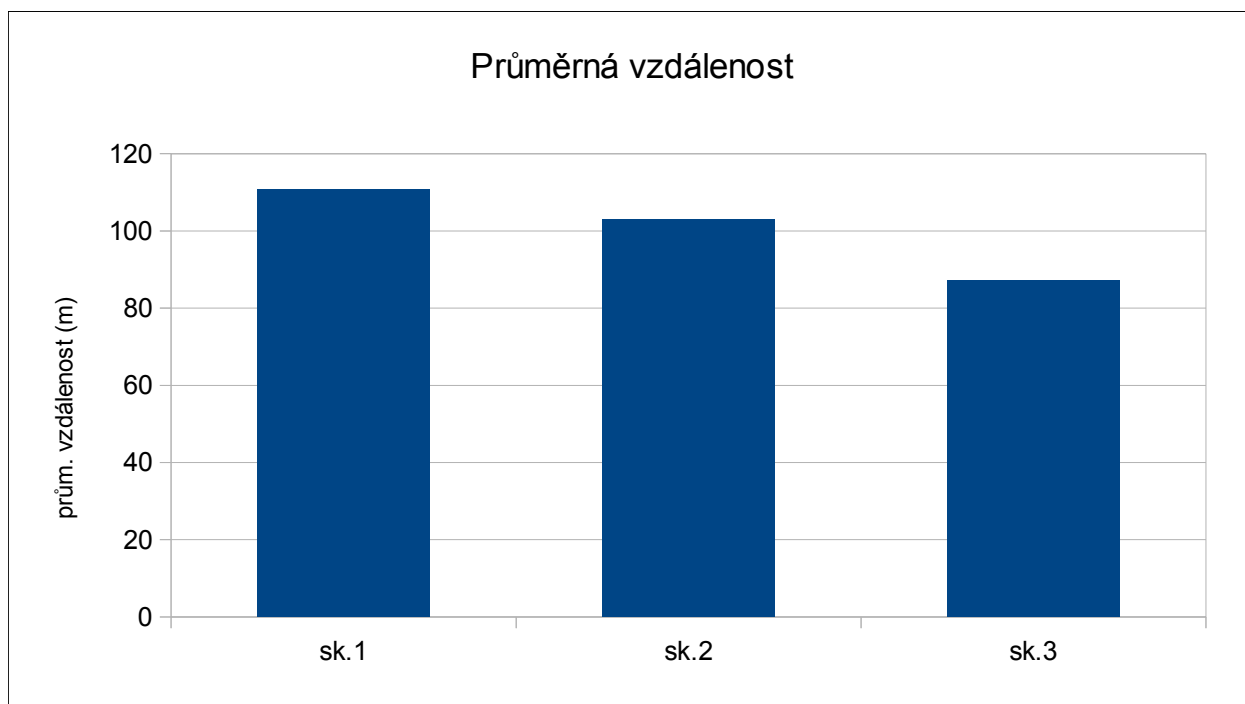
Pomocí analyzátoru dechových plynů jsme zjistili hodnoty VO_2 a VCO_2 a VO_{2peak} , pomocí nichž a dalších známých veličin jsme pak mohli vypočítat další hodnoty, jako je $VO_2/kg/min$, RER, práci vykonanou za jednu minutu, celkově vykonanou práci a výkon. Dále jsme při lokomoci měřili ujetou či prošlou (výraz prošla znamená, že vzdálenost byla zvládnuta chůzí – trasa byla „prošlá“) vzdálenost a průměrnou rychlost lokomoce, dechovou frekvenci, dechový objem, minutovou ventilaci a srdeční frekvenci.

První graf u dané veličiny (kromě průměrné vzdálenosti, průměrné rychlosti, nejvyšší vykonané práce za 1 minutu, celkově vykonané práce a výkonu) vždy znázorňuje průběh průměrných hodnot veličiny u všech probandů při jízdě na invalidním vozíku. Druhý graf porovnává vždy průběh veličiny pouze u třech probandů, kteří kromě jízdy na vozíku zvládli zároveň i chůzi o podpažních berlích.

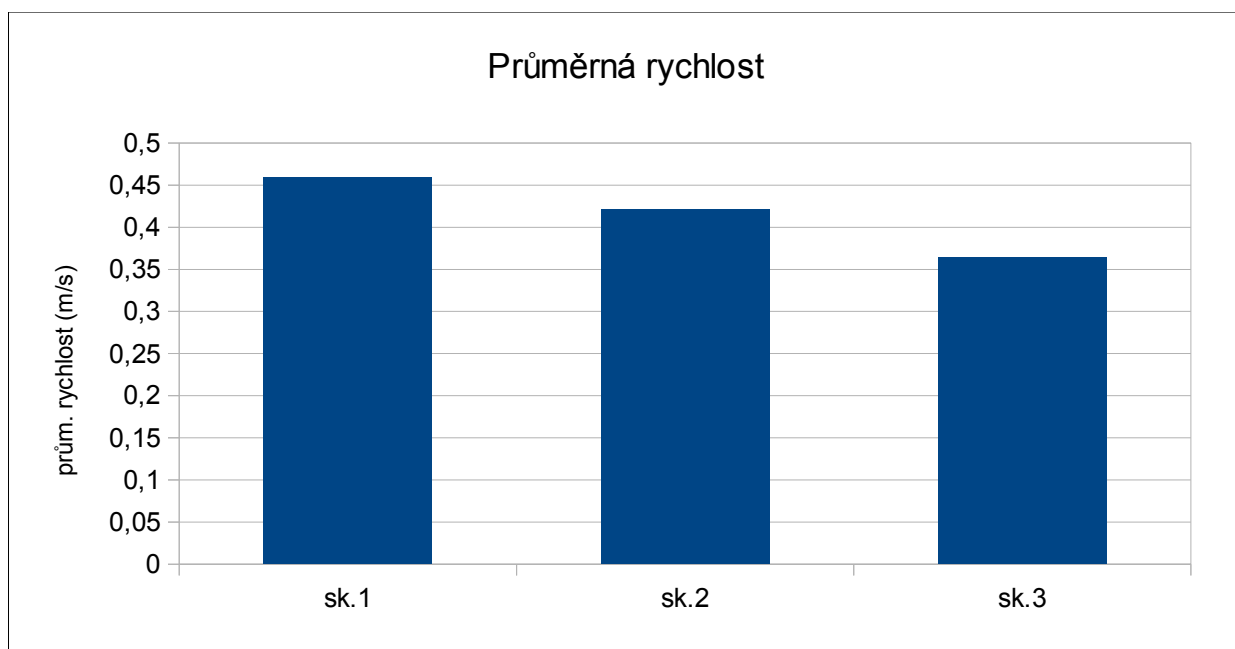
5.1 Průměrná vzdálenost a průměrná rychlost

Za dobu čtyř minut zvládli probandi na vozíku ujet průměrnou vzdálenost 110,7 m (SD 31,7). Tři probandi schopní chůze prošli průměrně 87 m (SD 58) a ujeli průměrně 103 m (SD 31). Ve skupině tří probandů schopných i chůze dosáhla průměrná ujitá vzdálenost tedy 84 % vzdálenosti ujeté na vozíku. Porovnání ujeté (prošlé) průměrné vzdálenosti ukazuje Obrázek 1. Průměrná rychlost při jízdě všech probandů na vozíku byla 0,459 m/s (SD 0,129), tj. 1,652 km/hod (SD 0,46). Průměrná rychlost u probandů schopných i chůze byla při chůzi 0,364 m/s (SD 0,240), tj. 1,310 km/hod (SD 0,864). Jejich průměrná rychlost při jízdě činila 0,420 m/s (SD 0,117), což je 1,512 km/hod (SD 0,421). Průměrná rychlost této skupiny při chůzi dělá 86% průměrné rychlosti jízdy na vozíku.

Průměrnou rychlost při jízdě na ortopedickém vozíku a při chůzi porovnává Obrázek 2.



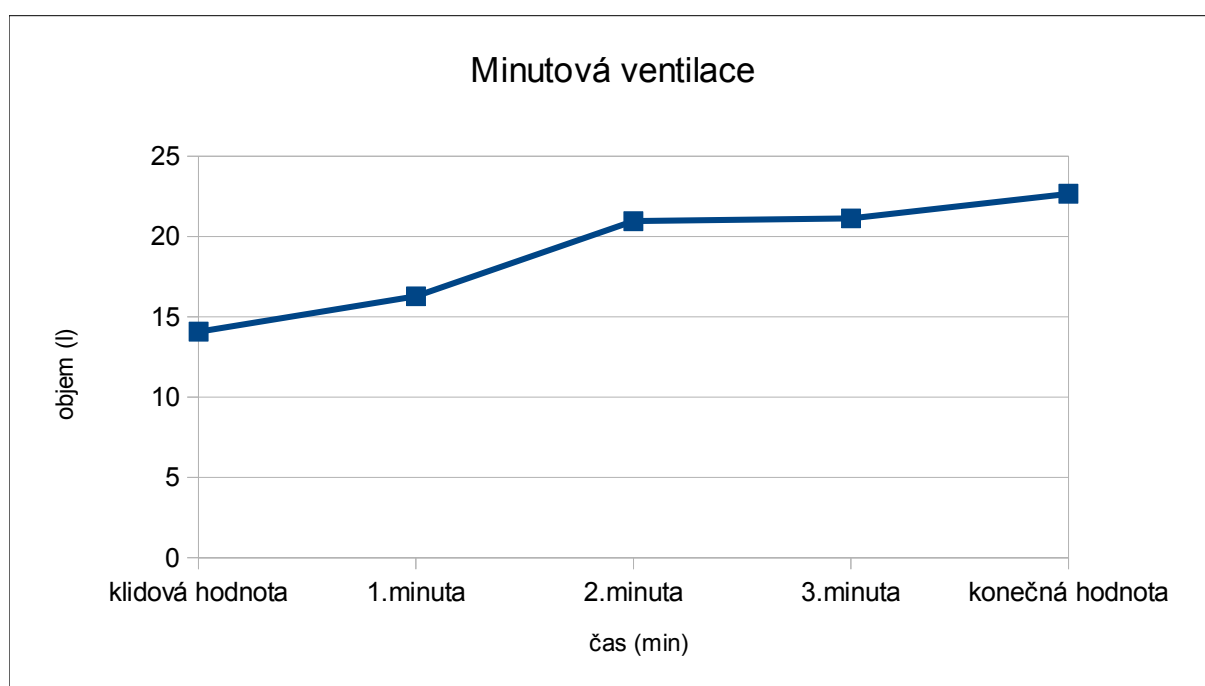
Obrázek 1. Porovnání průměrné vzdálenosti u všech probandů při jízdě na invalidním vozíku (sk.1), u tří probandů schopných i chůze při jízdě na vozíku (sk.2) a při chůzi o podpažních berlích (sk.3)



Obrázek 2. Porovnání průměrné rychlosti u všech probandů při jízdě na invalidním vozíku (sk.1), se skupinou probandů schopných i chůze při jízdě (sk.2) a při chůzi o podpažních berlích (sk.3)

5.2 Dechová frekvence, dechový objem, minutová ventilace

Nejvyšší průměrné hodnoty minutové ventilace dosáhla skupina všech probandů při jízdě ve čtvrté minutě (22,658 l/min, SD 5,029). Probandi schopní i chůze dosáhli nejvyšších hodnot při jízdě (21,294 l/min, SD 4,276) i při chůzi (27,393 l/min, SD 6,661) shodně ve druhé minutě. Průměrná minutová ventilace u tří probandů schopných i chůze dosahuje 128 % hodnot té samé skupiny při jízdě na vozíku. Obrázek 3 popisuje průměrné hodnoty minutové ventilace v čase u skupiny všech probandů při jízdě na invalidním vozíku.

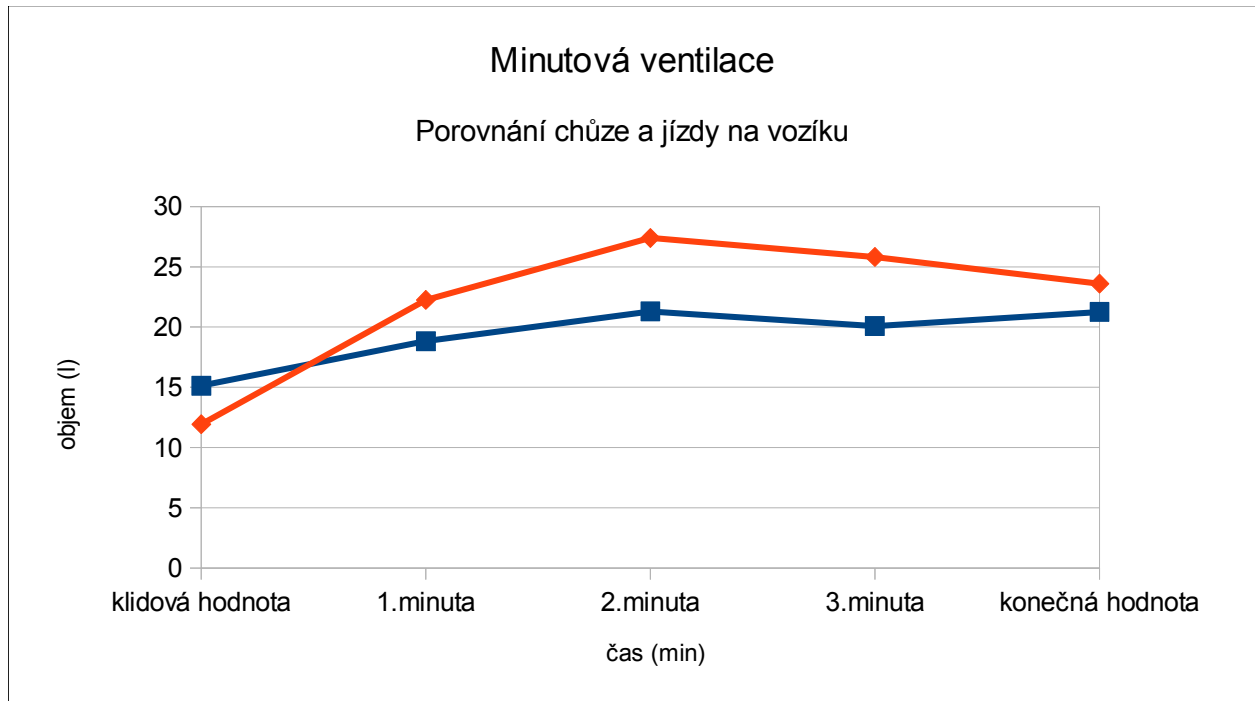


Obrázek 3. Vývoj průměrných hodnot minutové ventilace v čase u skupiny všech probandů při jízdě na vozíku

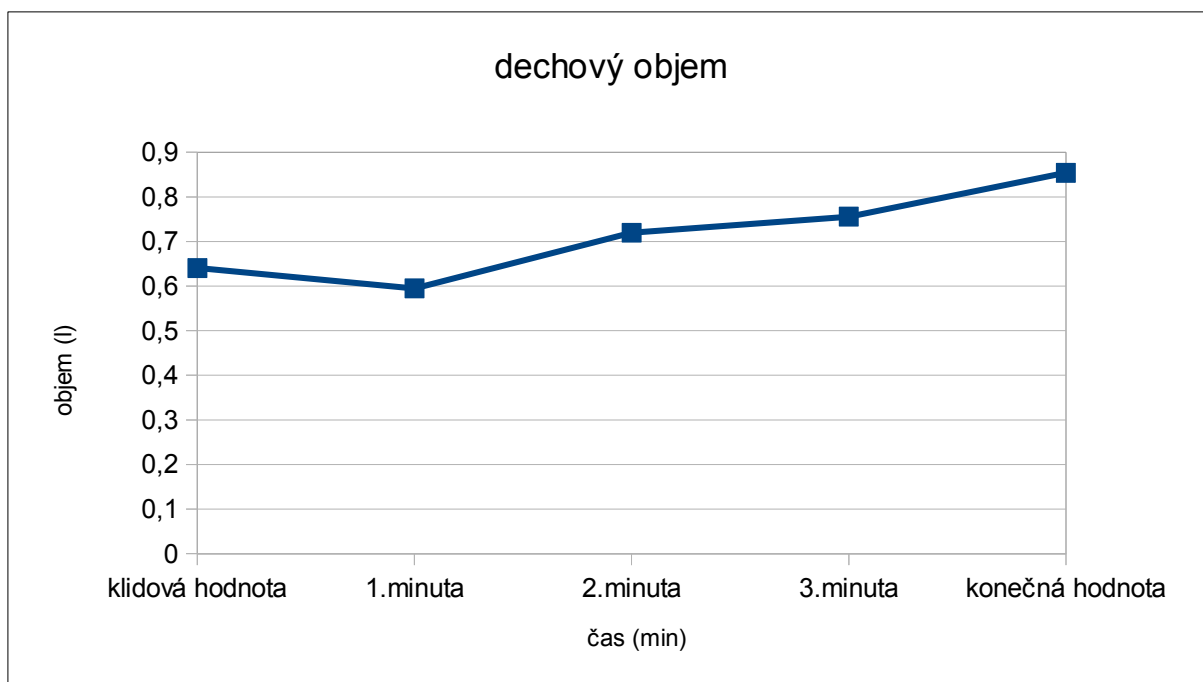
Obrázek 4 ukazuje vývoj průměrných hodnot minutové ventilace při jízdě a chůzi v závislosti na čase u skupiny probandů zvládnoucích i chůzi.

Nejvyšších průměrných hodnot (0,853 l, SD 0,242) dechového objemu dosáhli probandi při jízdě na vozíku ve 4. minutě. Probandi schopní i chůze dosáhli nejvyšších hodnot při jízdě (0,823 l, SD 0,179) ve 4. minutě a při chůzi (1,107 l, SD 0,217) ve 2. minutě. Průměrná hodnota

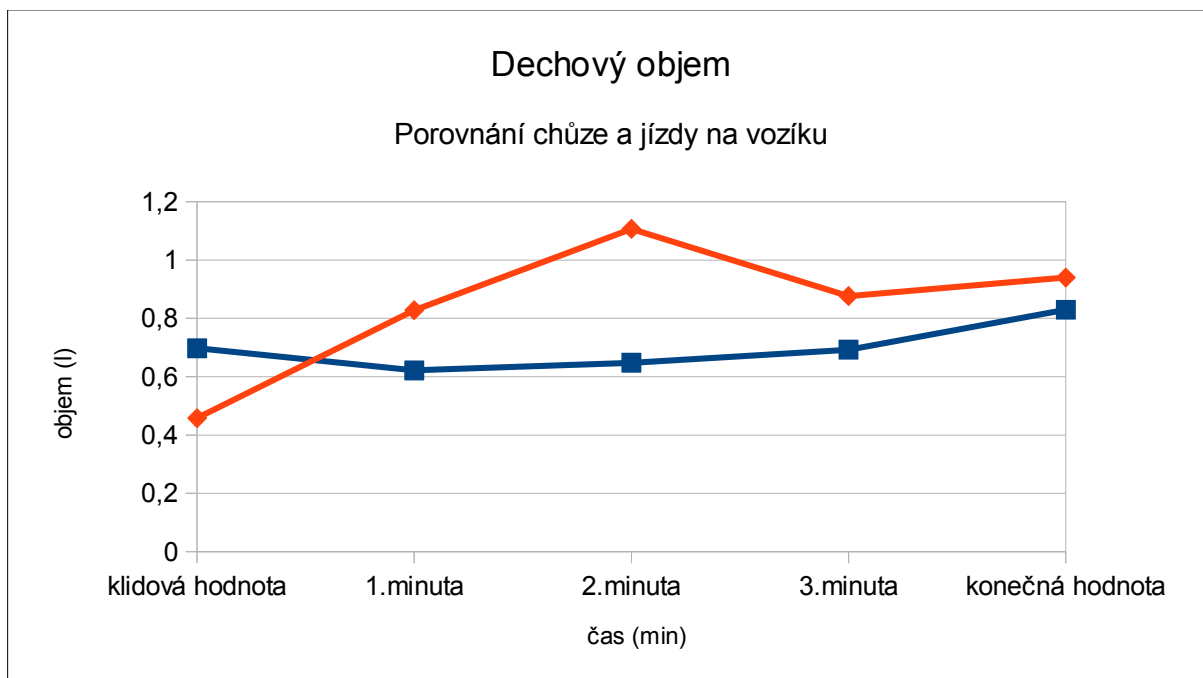
dechového objemu skupiny tří probandů zvládajících i chůzi dosahuje 134 % té samé skupiny při jízdě. Kinetiku dechového objemu v závislosti na čase ukazují Obrázky 5 a 6.



Obrázek 4. Porovnání průměrných hodnot minutové ventilace v čase u skupiny probandů schopných chůze při jízdě na vozíku (modře) a při chůzi (červeně)



Obrázek 5. Změny průměrných hodnot minutové ventilace v čase u skupiny všech probandů při jízdě na invalidním vozíku



Obrázek 6. Porovnání změn průměrných hodnot minutové ventilace při jízdě (modře) a při chůzi (červeně) u skupiny tří probandů zvládajících i chůzi o podpažních berlích

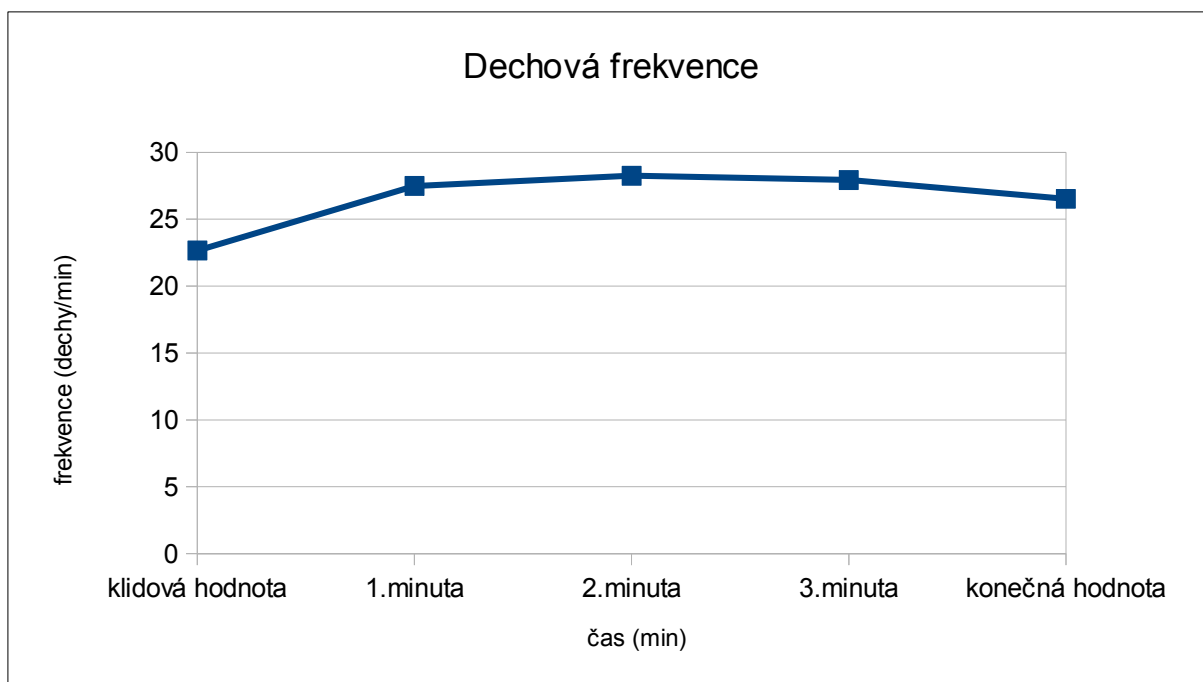
U dechové frekvence jsme zaznamenali nejvyšší průměrnou hodnotu (28,248 1/min, SD 11,655) ve třetí minutě. Pacienti schopní chůze dosáhli své nejvyšší průměrné hodnoty (27,947 1/min, SD 4,099) dechové frekvence při chůzi ve třetí minutě v porovnání s jízdou na vozíku, kdy jsme u nich zaznamenali nejvyšší průměrnou hodnotu (32,505 1/min, SD 17,546) v minutě druhé. Nejvyšší průměrné hodnoty dechové frekvence tří probandů schopných i chůze dosahují při chůzi 85 % nejvyšší průměrné hodnoty těch samých probandů při jízdě.

Obrázky 7 a 8 popisují změny dechové frekvence v závislosti na době a způsobu lokomoce.

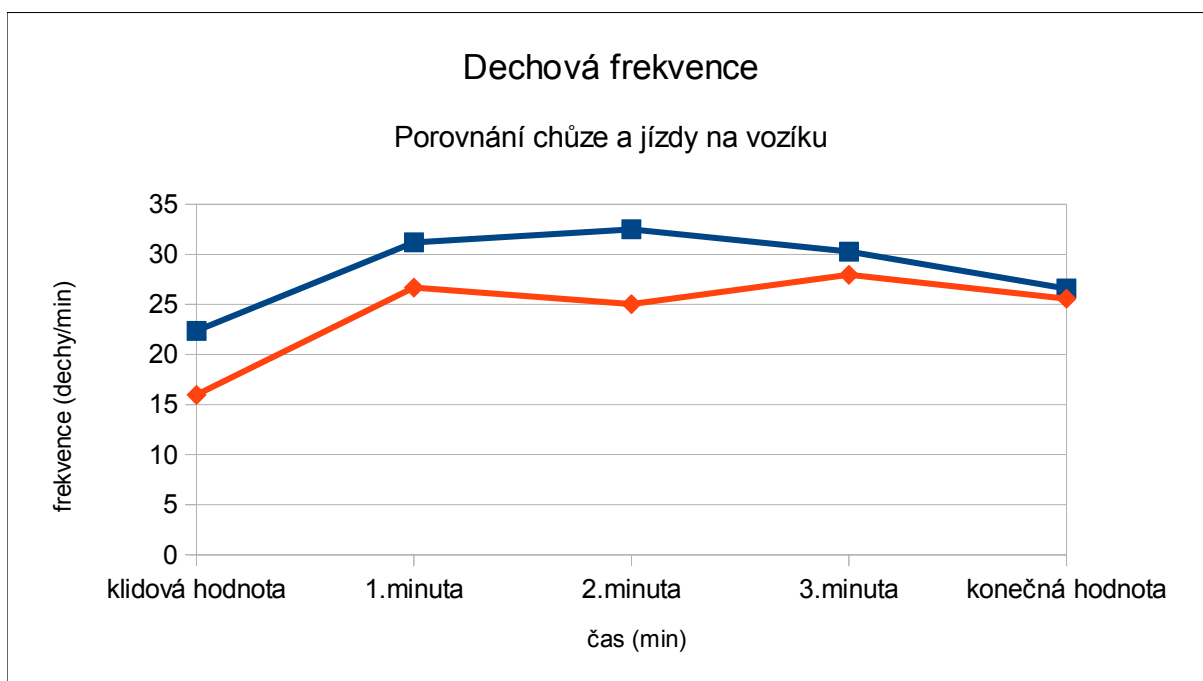
5.3 Tepová frekvence

Soubor všech probandů při jízdě na vozíku dosáhl nejvyšší průměrné hodnoty (88,499 1/min, SD 20,198) v poslední, tedy čtvrté minutě. Ve třetí minutě dosáhli svých nejvyšších hodnot (103,179 1/min, SD 17,745) při chůzi probandi schopní chůze. Při jízdě na vozíku dosáhli totiž probandi nejvyšších průměrných hodnot (93,757 1/min, SD 31,041) ve čtvrté minutě. Nejvyšší průměrná tepová frekvence probandů schopných i chůze dosahovala při chůzi 110 % nejvyšších průměrných hodnot stejných probandů při jízdě.

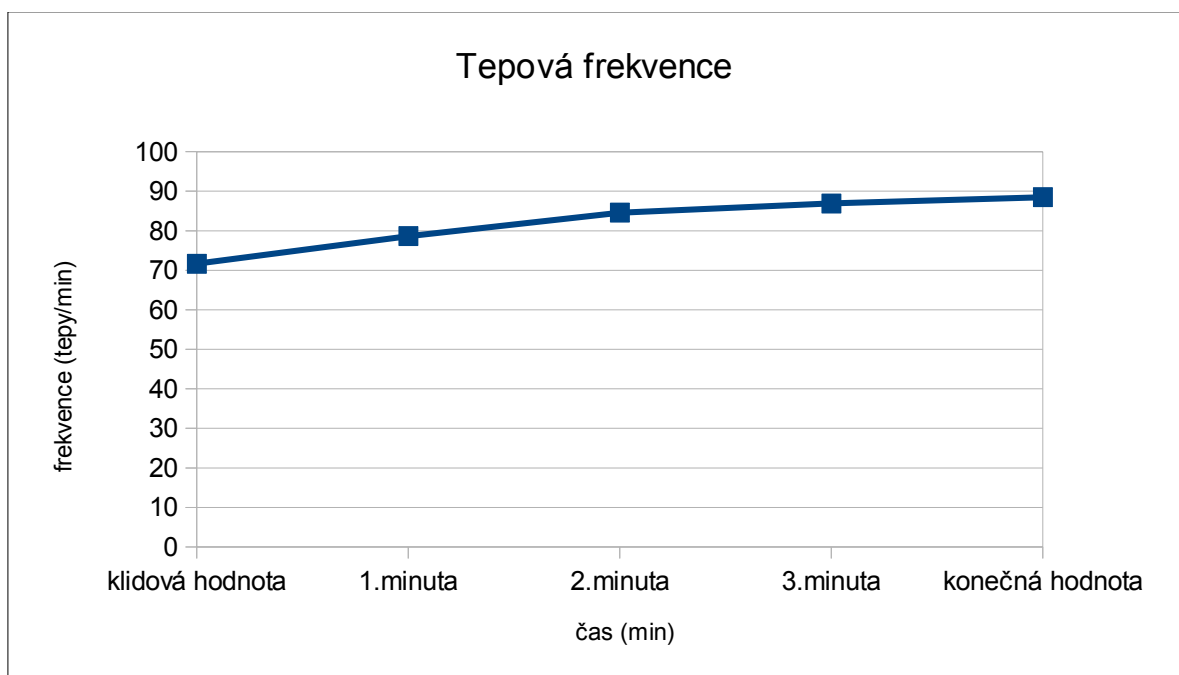
Změny tepové frekvence v závislosti na trvání zátěže u skupiny všech probandů při jízdě ukazuje Obrázek 9. Tepovou frekvenci při jízdě na vozíku a při chůzi u probandů schopných chůze popisuje Obrázek 10.



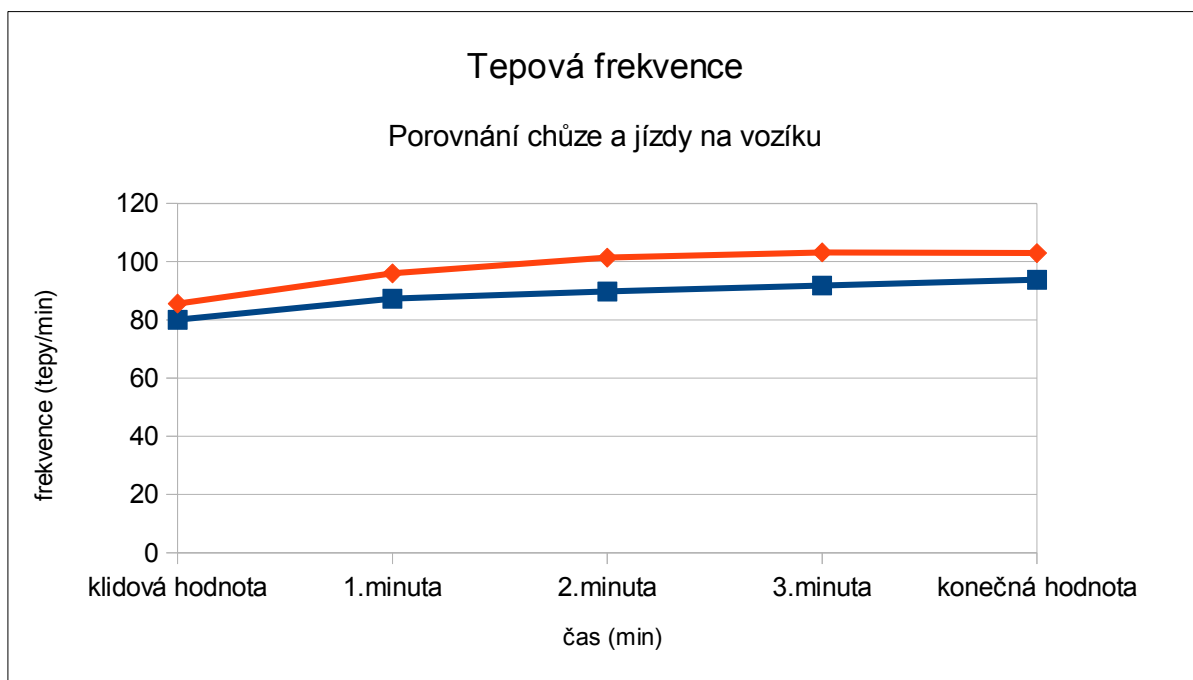
Obrázek 7. Změny dechové frekvence v závislosti na čase u skupiny všech probandů při jízdě na vozíku



Obrázek 8. Porovnání jízdy na invalidním vozíku (modře) a chůze o podpažních berlích (červeně) u probandů schopných i chůze



Obrázek 9. Změny průměrných hodnot tepové frekvence v průběhu jízdy na vozíku u skupiny všech jedenácti probandů

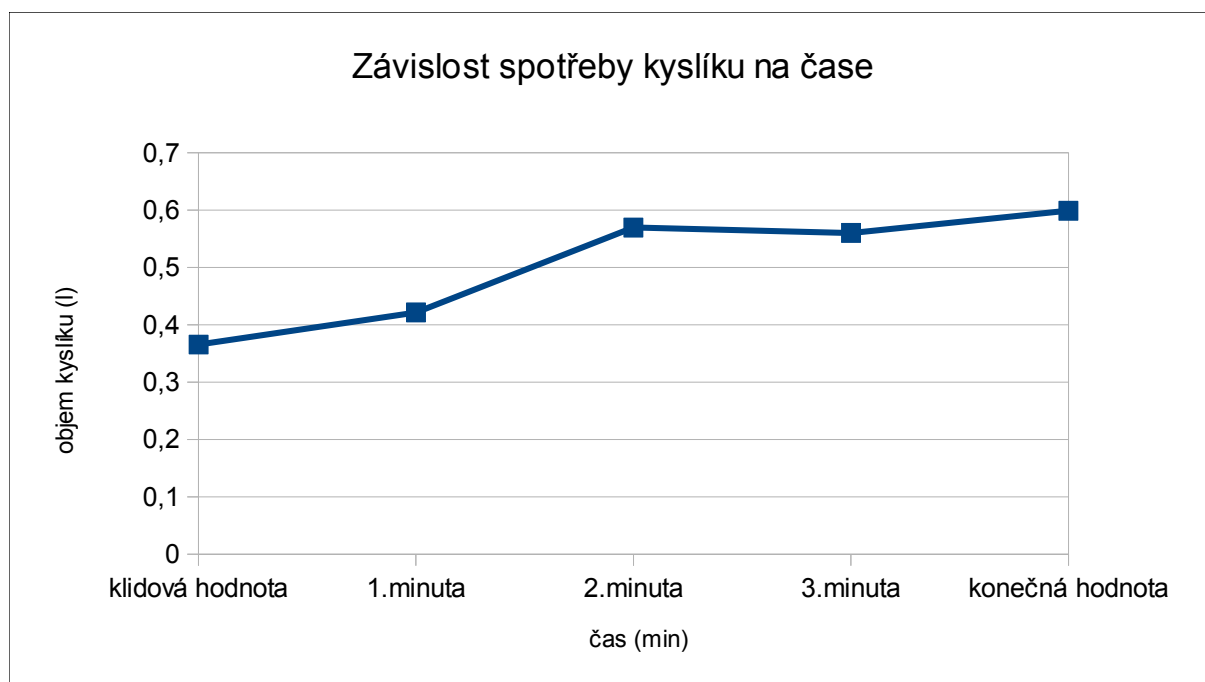


Obrázek 10. Porovnání změn průměrných hodnot tepové frekvence u probandů schopných i chůze při jízdě(modře) a při chůzi o podpažních berlích (červeně)

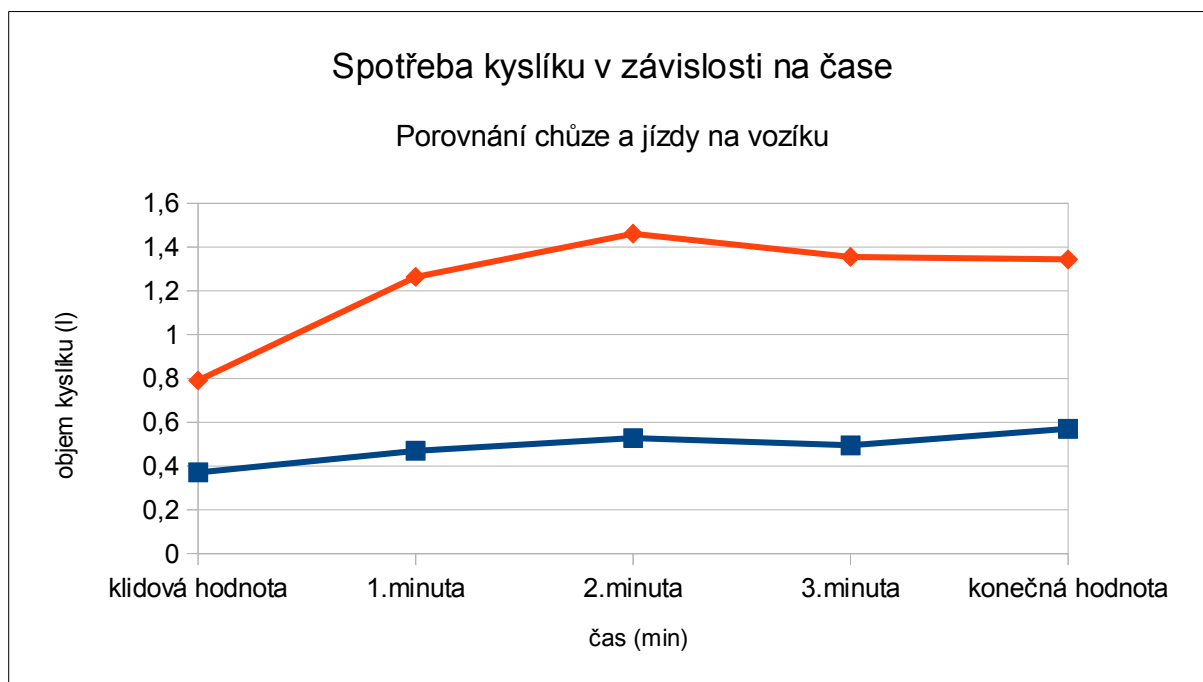
5.4 VO₂, VO₂/kg, VO₂peak

Nejvyšší průměrná hodnota VO₂ u všech probandů při jízdě na invalidním vozíku (0,599 l/min, SD 0,182) byla naměřena ve čtvrté minutě. U probandů schopných chůze byla naměřena nejvyšší hodnota (0,934 l/min, SD 0,218) při chůzi ve druhé minutě, při jízdě na vozíku byla jejich nejvyšší průměrná hodnota (0,570 l/min, SD 0,248) dosažena ve čtvrté minutě. U druhé skupiny dosahovala tedy nejvyšší průměrná hodnota VO₂ 163 % nejvyšší průměrné hodnoty VO₂ při jízdě.

Vývoj VO₂ v čase u všech probandů při jízdě na vozíku zaznamenává Obrázek 11. Porovnání změn VO₂ u probandů schopných chůze při chůzi a při jízdě popisuje Obrázek 12.



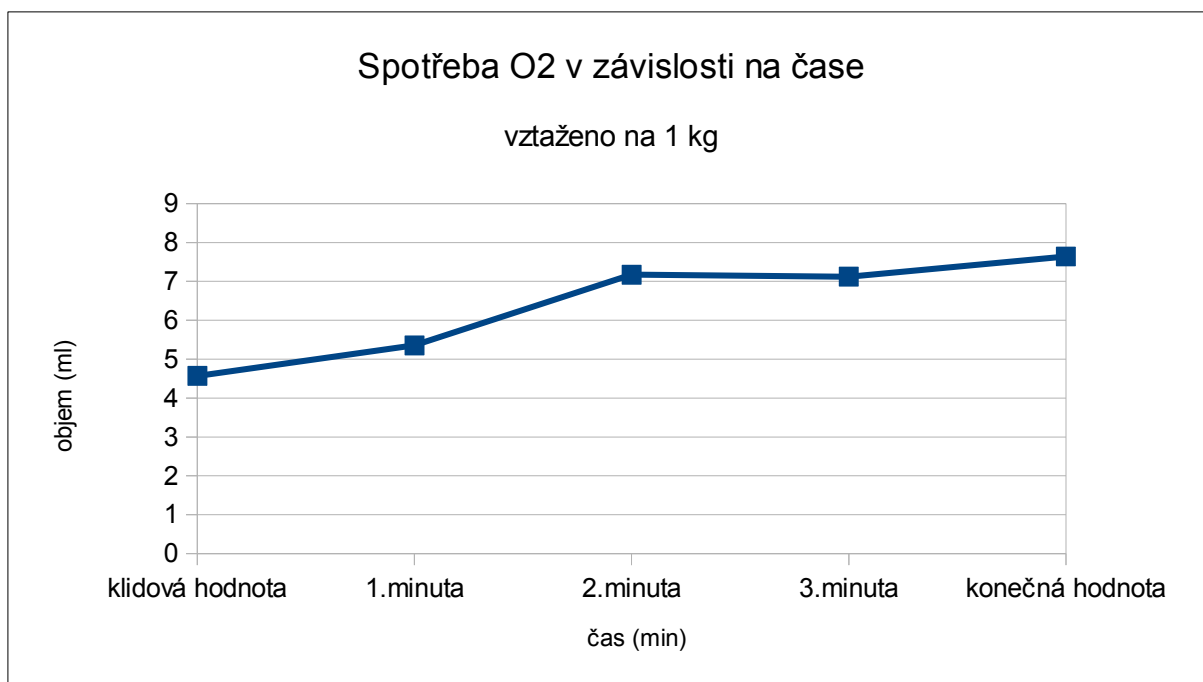
Obrázek 11. Průběh průměrných hodnot spotřeby kyslíku v závislosti na čase všech jedenácti probandů při jízdě na vozíku



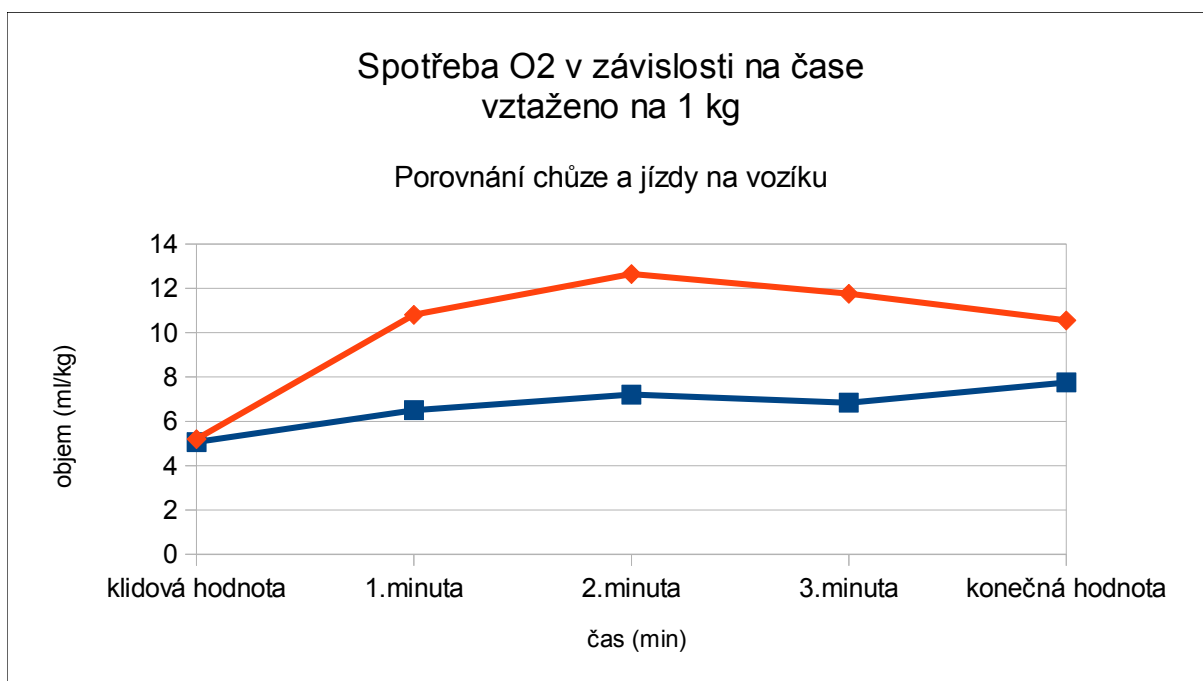
Obrázek 12. Porovnání průměrných hodnot spotřeby kyslíku v čase u probandů schopných chůze při jízdě na vozíku (modře) a při chůzi o podpažních berlích (červeně)

U všech jedenácti probandů při jízdě na invalidním vozíku dosáhla hodnota VO_2/kg své nejvyšší průměrné hodnoty (7,639 (SD 1,546) ml/min.kg) ve čtvrté minutě. U probandů schopných chůze byla naměřena nejvyšší průměrná hodnota VO_2/kg (7,755 (SD 2,294) ml/min.kg) při jízdě ve čtvrté minutě, při chůzi o berlích pak nejvyšších průměrných hodnot VO_2/kg (12,646 (SD 1,506) ml/min.kg) dosáhli v minutě druhé. Ve druhé skupině probandů dosahovala nejvyšší průměrná hodnota VO_2/kg při chůzi 163 % VO_2/kg při jízdě.

Změny hodnot VO_2/kg v závislosti na čase při jízdě u všech probandů při jízdě ukazuje Obrázek 13. Obrázek 14 pak ukazuje vývoj VO_2/kg při jízdě a při chůzi u probandů schopných chůze.



Obrázek 13. Průběh průměrné spotřeby kyslíku vztaheného na 1 kg tělesné hmotnosti v průběhu zátěže u všech probandů při jízdě na invalidním vozíku



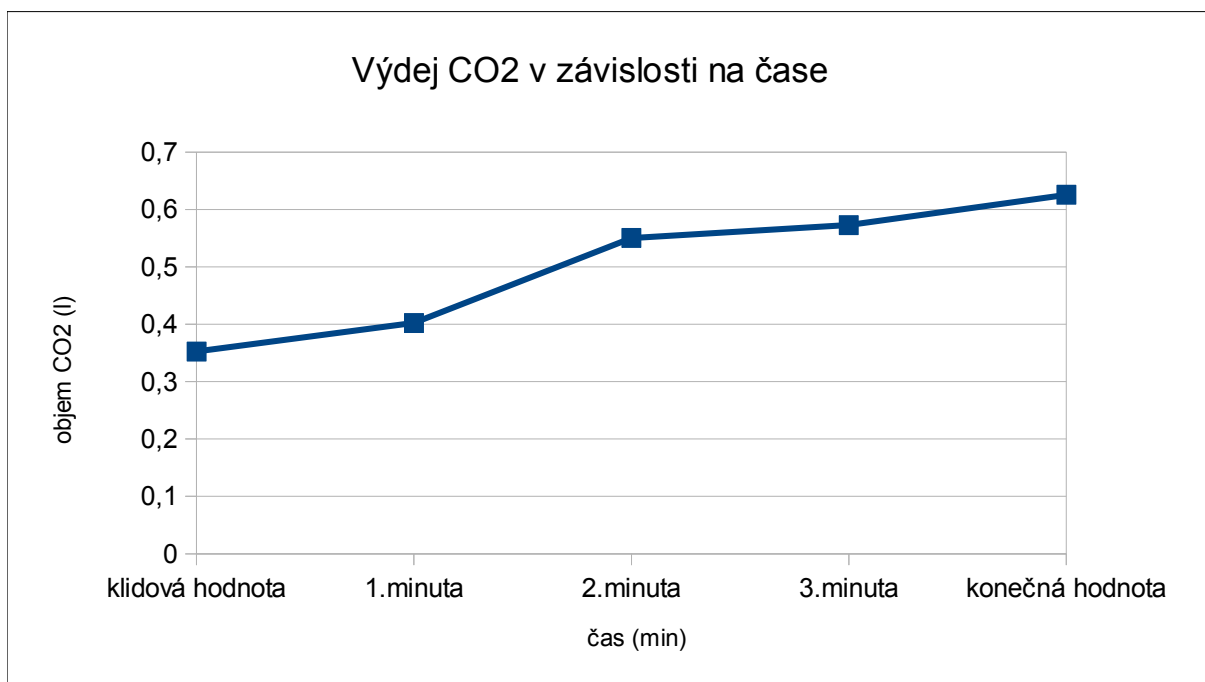
Obrázek 14. Porovnání průběhu průměrné spotřeby kyslíku vztaheného na 1 kg tělesné hmotnosti v čase u probandů schopných i chůze při jízdě na vozíku (modře) a při chůzi (červeně)

Nejvyšších průměrných dosažených hodnot největší spotřeby kyslíku – $VO_2\text{peak}$ – dosáhli probandi schopni chůze, a to právě při chůzi o berlích. V průběhu lokomoce jim byla naměřena průměrná hodnota $VO_2\text{peak}$ 0,971 (SD 0,258) l/min. Při jízdě na vozíku byla těm samým naměřena průměrná hodnota $VO_2\text{peak}$ 0,565 (SD 0,253) l/min. U celého testovaného souboru probandů při jízdě na vozíku byla naměřena průměrná hodnota $VO_2\text{peak}$ 0,621 (SD 0,195) l/min. Průměrná hodnota $VO_2\text{peak}$ skupiny tří probandů schopných i chůze dosahovala při chůzi o podpažních berlích 171 % té samé skupiny při jízdě na vozíku.

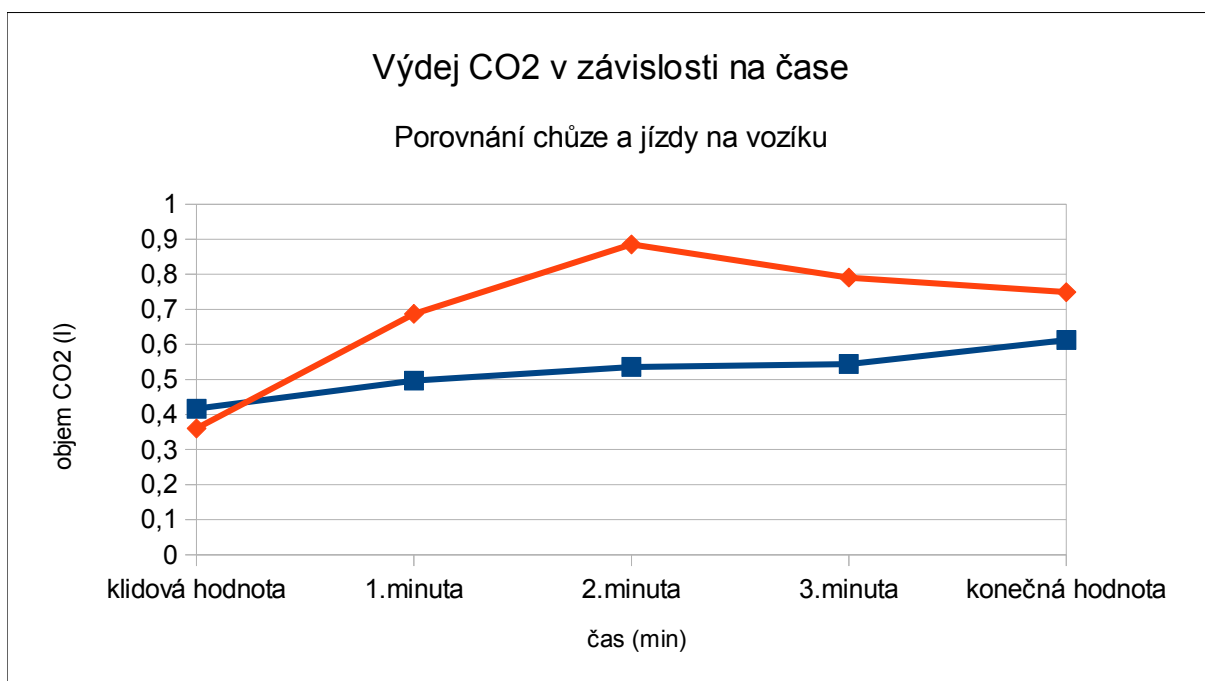
5.5 Výdej oxidu uhličitého - VCO_2

U všech probandů při lokomoci na invalidním vozíku byla naměřena nejvyšší průměrná hodnota VCO_2 (0,626 (SD 0,179) l/min) ve čtvrté minutě. U probandů zvládajících i chůzi byla naměřena nejvyšší průměrná hodnota VCO_2 při jízdě ve čtvrté minutě (0,612 (SD 0,257) l/min), při chůzi o berlích pak v minutě druhé (0,886 (SD 0,169) l/min). Ve skupině tří chodících probandů dosahuje průměrná hodnota VCO_2 při chůzi 144 % průměrné hodnoty VCO_2 při jízdě.

Obrázek 15 popisuje změny VCO_2 s probíhající lokomocí u všech probandů pohybujících se pomocí invalidního vozíku. Obrázek 16 pak ukazuje vývoj hodnot VCO_2 v průběhu jízdy na vozíku a chůze o podpažních berlích u probandů schopných chůze.



Obrázek 15. Vývoj průměrných hodnot výdeje oxidu uhličitého v čase u všech probandů při jízdě na vozíku

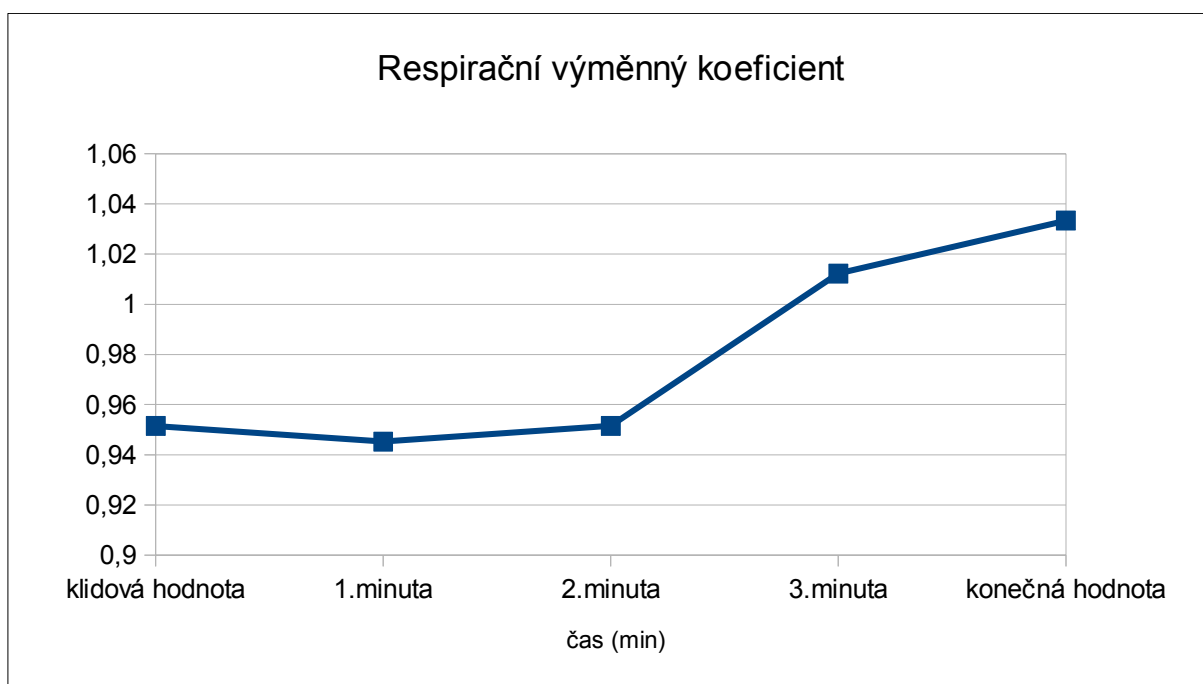


Obrázek 16. Porovnání dynamiky průměrných hodnot výdeje oxidu uhličitého u skupiny probandů schopných se pohybovat i chůzí při jízdě na vozíku (modře) a při chůzi o podpažních berlích (červeně)

5.6 Respirační výměnný koeficient

Skupina všech probandů při lokomoci na invalidním vozíku dosáhla nejvyšší průměrné hodnoty RER 1,033 (SD 0,070) ve čtvrté minutě. Druhá skupina, tedy probandí schopní i chůze s berlemi, dosáhla při jízdě nejvyšší průměrné hodnoty RER 1,060 (SD 0,082) taktéž ve čtvrté minutě. Při chůzi byla nejvyšší dosažená průměrná hodnota RER 0,942 (SD 0,034) též v poslední minutě. U skupiny chodících probandů dosahuje nejvyšší průměrná hodnota RER při chůzi 88 % nejvyšší dosažené průměrné hodnoty té samé skupiny při jízdě na vozíku.

Obrázek 17 ukazuje změny RER v průběhu lokomoce u skupiny všech probandů při jízdě, Obrázek 18 popisuje pak změny RER v průběhu jízdy a chůze u skupinky probandů schopných i chůze.

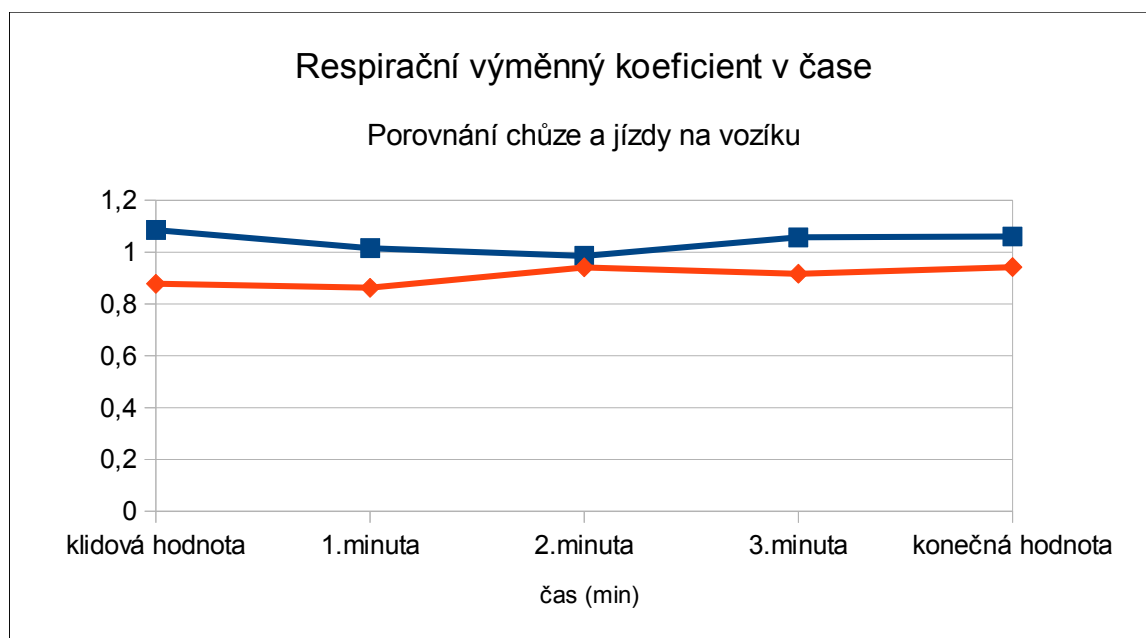


Obrázek 17. Průběh průměrných hodnot RER v čase u skupiny všech probandů při jízdě na invalidním vozíku

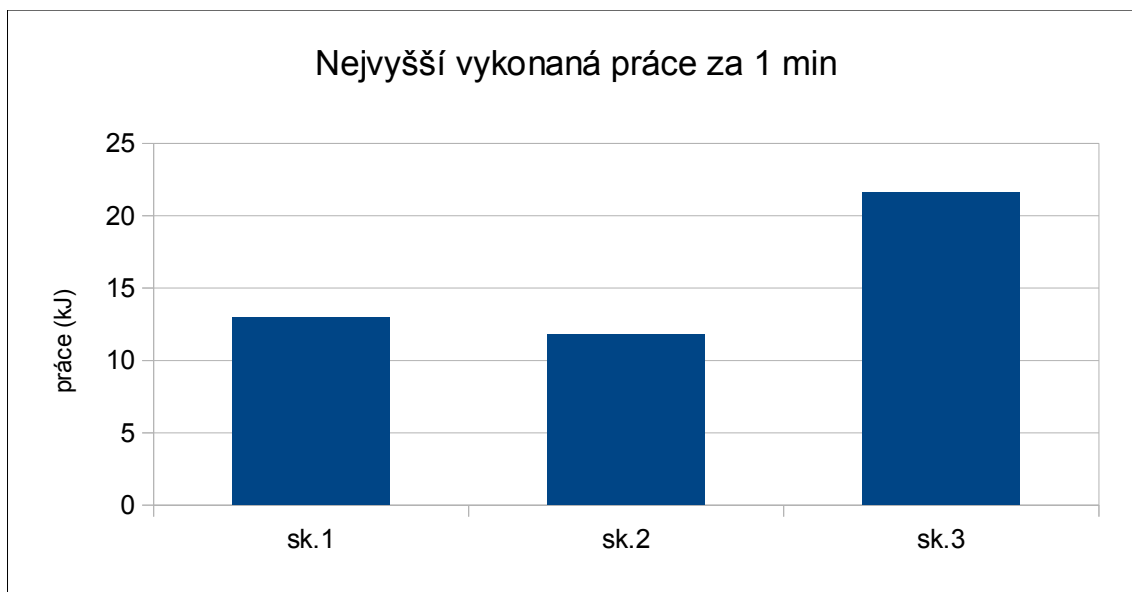
5.7 Práce

Průměrná hodnota práce vykonané v minutě s největší spotřebou kyslíku byla u všech probandů při jízdě 13,966 kJ. U skupiny tří amputovaných schopných i chůze byla tato veličina při chůzi rovna 20,301 (SD 5,388) kJ a při jízdě 11,801 (SD 5,287) kJ. Hodnota při chůzi o berlích byla tedy na úrovni 172 % jízdy na vozíku.

Průměrné hodnoty nejvyšší vykonané práce za jednu minutu při jízdě na vozíku a při chůzi porovnává Obrázek 19.



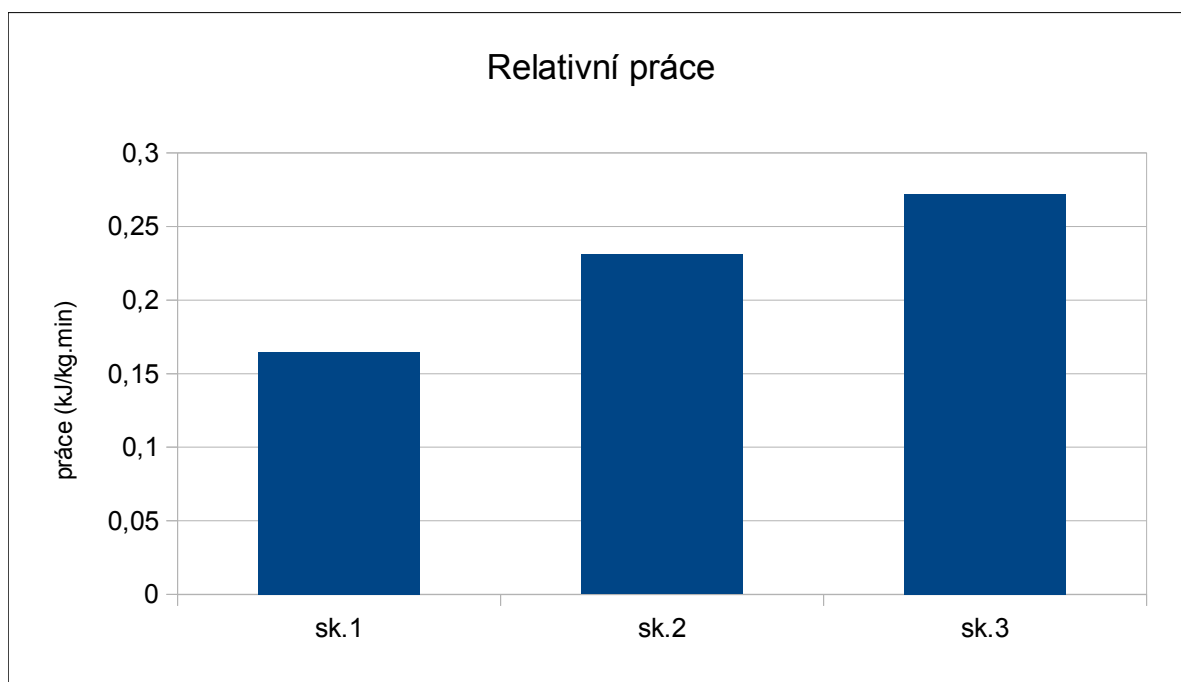
Obrázek 18. Porovnání průběhu průměrných hodnot RER v čase u skupiny tří probandů schopných chůze při jízdě na vozíku (modře) a při chůzi o podpažních berlích (červeně)



Obrázek 19. Porovnání průměrné nejvyšší vykonané práce v jedné minutě u všech probandů při jízdě na invalidním vozíku (sk.1), u tří probandů schopných i chůze při jízdě na vozíku (sk.2) a při chůzi o podpažních berlích (sk.3)

5.8 Výdej energie při lokomoci

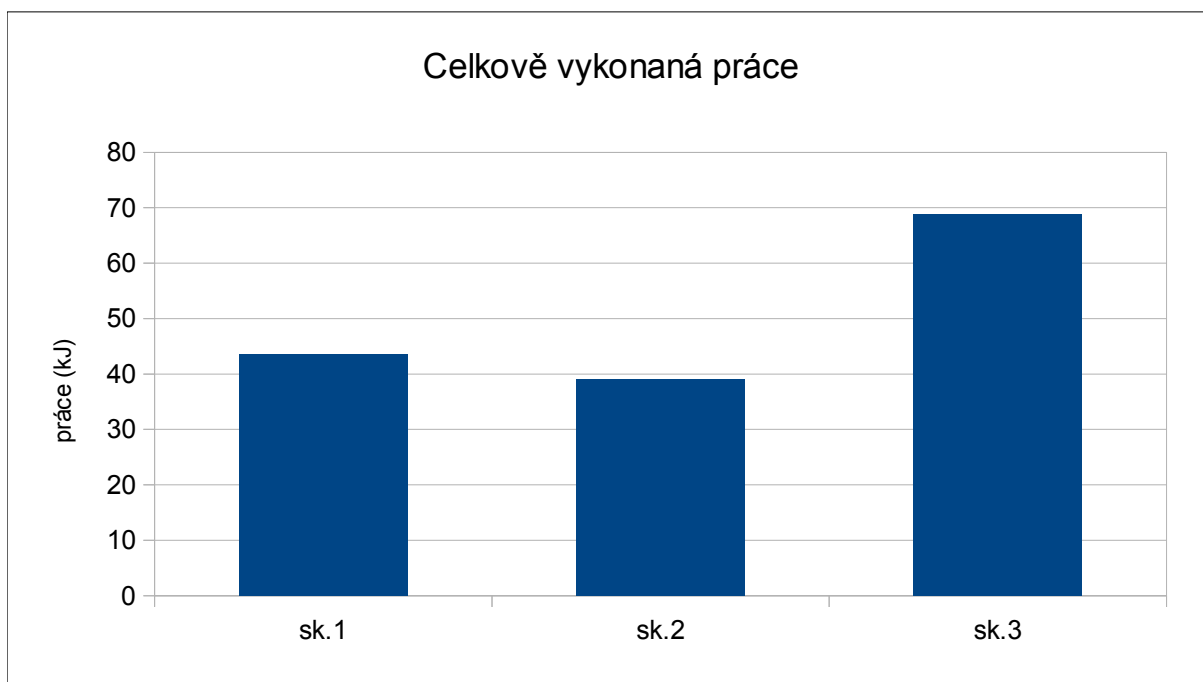
Aby byla hodnota vydané energie opravdu vypovídající, je třeba ji vztáhnout buď na tělesnou výšku nebo hmotnost. V našem případě jsme zvolili druhou možnost. Hodnota takto vydané (relativní) energie při jízdě na invalidním vozíku u skupiny všech probandů byla 0,165 (SD 0,032) kJ/kg.min. U skupiny tří probandů schopných i chůze byl průměrný relativní výdej energie při jízdě 0,231 (SD 0,462) kJ/kg.min, při chůzi pak 0,272 (SD 0,037) kJ/kg.min. Obrázek 20 porovnává průměrné hodnoty vydané energie vztahované na kilogram tělesné hmotnosti při jízdě na vozíku a při chůzi o podpažních berlích.



Obrázek 20. Průměrné hodnoty relativního výdeje energie za 1 minutu. Porovnání všech probandů při jízdě na vozíku (sk.1) se skupinou probandů schopných i chůze při jízdě na vozíku (sk.2) a při chůzi o podpažních berličích (sk.3)

5.9 Celková práce

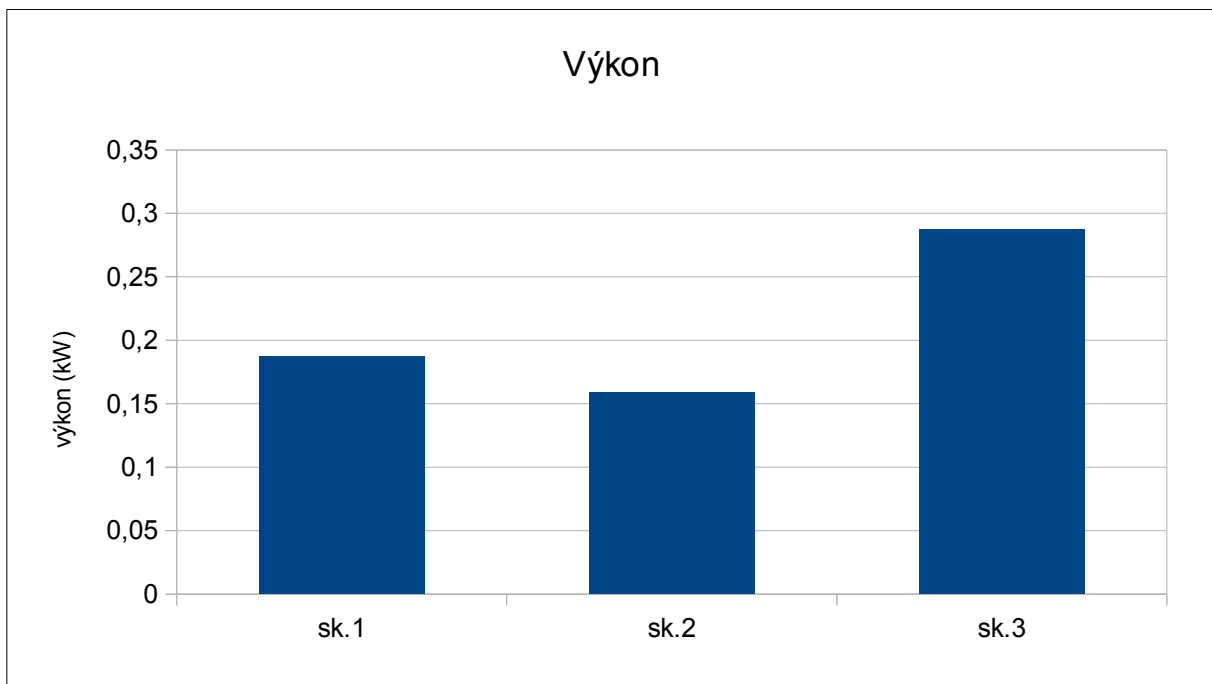
Celková práce za dobu čtyř minut byla při jízdě na ortopedickém vozíku u všech jedenácti probandů průměrně 43,525 (SD 15,368) kJ. U skupiny tří chodících probandů byla celková práce při chůzi průměrně 68,804 (SD 22,57) kJ a při jízdě na vozíku 39,059 (SD 22,329) kJ. Při chůzi o berličích tak u nich byla celková průměrná práce rovna 176 % celkové průměrné práce jízdy na vozíku. Porovnání obou skupin z hlediska celkově vykonané práce popisuje Obrázek 21.



Obrázek 21. Porovnání celkově vykonané práce v průběhu čtyř minut u všech probandů při jízdě na ortopedickém vozíku (sk.1), u tří probandů schopných i chůze při jízdě na vozíku (sk.2) a při chůzi o podpažních berlích (sk.3)

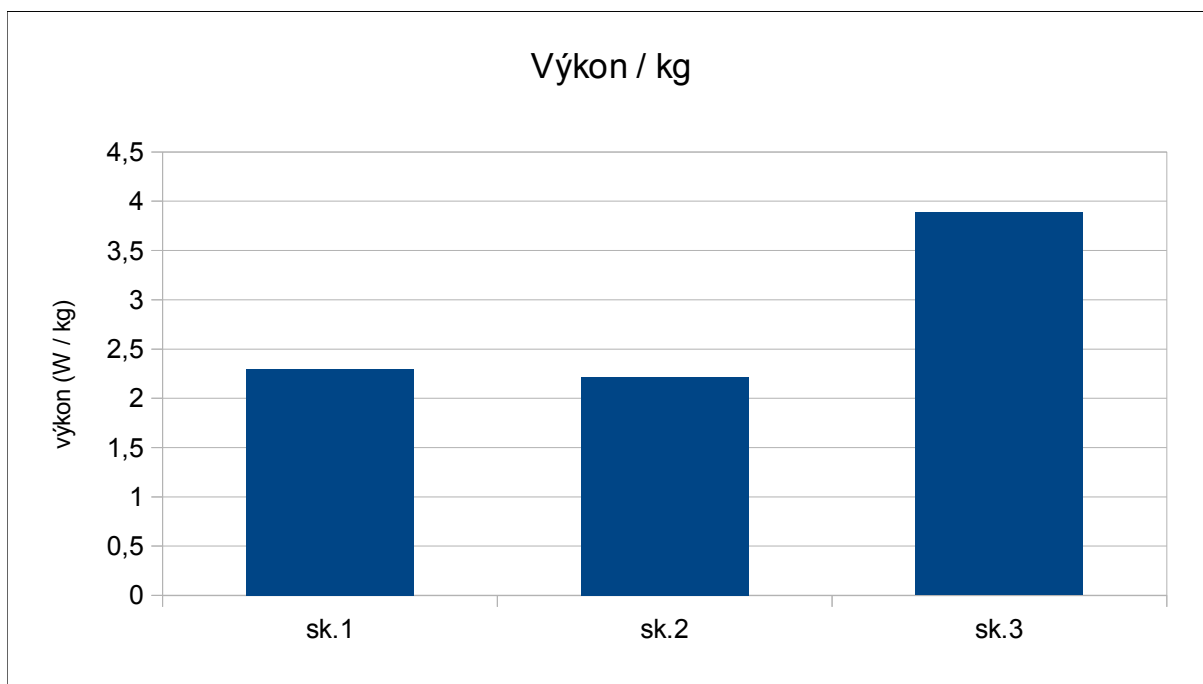
5.10 Výkon

Průměrná hodnota podaného výkonu byla u všech probandů při jízdě na vozíku 0,187 (SD 0,043) kW, u druhé skupiny zvládající i chůzi byla průměrná hodnota podaného výkonu při jízdě na vozíku 0,159 (SD 0,094) kW, při chůzi o podpažních berlích 0,287 (SD 0,077) kW. Průměrné hodnoty podaného výkonu popisuje Obrázek 22.



Obrázek 22. Porovnání průměrného výkonu u všech probandů při jízdě na invalidním vozíku (sk.1), u tří probandů schopných i chůze při jízdě na vozíku (sk.2) a při chůzi o podpažních berlích (sk.3)

Výpovědní hodnotu výkon získá až vztažením k určitému tělesnému parametru (např. hmotnost, výška, BMI, atd.), v našem případě ke hmotnosti. U všech probandů byl při jízdě na vozíku podán průměrný výkon vztažený na kilogram tělesné hmotnosti 2,299 (SD 0,493) W/kg. U tří probandů schopných chůze byl při jízdě podán výkon 2,220 (SD 0,862) W/kg, a při chůzi dokonce 3,884 (SD 0,493) W/kg, což se rovná 180 % v porovnání s jízdou. Podaný průměrný výkon vztažený na kilogram tělesné hmotnosti při chůzi o podpažních berlích a při jízdě na vozíku ukazuje Obrázek 23.



Obrázek 23. Porovnání průměrného výkonu vztaheného na kilogram tělesné hmotnosti u všech probandů při jízdě na invalidním vozíku (sk.1), u tří probandů schopných i chůze při jízdě na vozíku (sk.2) a u těžce skupiny při chůzi o podpažních berlích (sk.3)

6 DISKUZE

Chůze je poměrně účinnou metodou, jak se dostat z místa na místo.

S různými neurologickými či muskuloskeletárními problémy (např. amputace, míšní léze,...) se chůze stává méně účinnou, tudíž k ujití stejné vzdálenosti stejnou rychlostí je třeba vynaložit více energie (Waters, Mulroy, 1999).

Studie Genina, Bastiena, Francka, Detrembleura, Willemse (2008) zkoumala vliv rychlosti chůze na energetickou náročnost u unilaterálně traumatologicky amputovaných. Zjistili, že energetický výdej při chůzi se zvyšuje s výší amputace a zároveň s rychlostí chůze. Dokázali, že při chůzi o protéze rychlostí od 0,3 m/s do maximální udržitelné rychlosti je energetický výdej u transfemorálně amputovaných o 30-60% vyšší a u transtibiálně amputovaných o 0-15% vyšší než u kontrolní skupiny. Zda-li platí tyto vztahy i při chůzi o berlích bez protézy již autoři nezmiňují. Jelikož náš výzkum nezkoumal vliv energetického výdeje v závislosti na různých rychlostech chůze, ale energetickou náročnost při jedné zvolené pohodlné rychlosti, nemůžeme tyto výsledky dost dobře hodnotit.

Studie Torburna, Powerse, Giterreze a Perryové (1995) uvádí, že energetická náročnost při chůzi o protéze je, mimo jiné, závislá na etiologii amputace. Uvádějí, že při stejné výši amputace je energetická náročnost vyšší u traumatologicky amputovaných než u amputovaných z vaskulárních příčin. U traumatologicky amputovaných udávají hodnotu VO_2 17,72 ml/kg.min oproti 13,23 ml/kg.min u amputovaných z vaskulárních příčin. To proto, že při studii byla průměrná rychlost amputovaných pro trauma vyšší (82,3 m/min), zatímco u vaskulárních amputací byla průměrná rychlost 67,1 m/min. Traumatologicky amputovaní ušli za stejnou dobu vyšší vzdálenost, spotřebovali tudíž více kyslíku. Dále tato studie uvádí hodnoty v poslední minutě vyšetření u traumatologicky amputovaných: tepovou frekvenci 113,7 tepů/min a RER 0,86. U vaskulárně amputovaných uvádí tyto hodnoty: tepová frekvence 116,4 tepů/min a RER 0,91.

Naše studie může pouze konstatovat hodnotu energetického výdeje při chůzi o podpažních berlích v rychlosti, která je pacientům pohodlná. V této studii za dobu čtyř minut ušla skupina sestávající ze tří probandů průměrně 87 (SD 58) m, z čehož vyplývá průměrná rychlost 0,364 (SD 0,240) m/s, resp. 21,84 m/min. Při této rychlosti byl průměrný energetický

výdej 0,272 (SD 0,037) kJ/kg.min. Jelikož byli všichni tři probandi amputovaní z vaskulárních příčin, lze naše výsledky pokládat jako relevantní pro skupinu vaskulárně amputovaných.

Jedna studie (Waters, Perry, Antonelli, Hislop (1976)) zkoumala vliv výšky amputace na energetickou náročnost chůze u 70 unilaterálně amputovaných. Mimo jiné bylo zjištěno, že rychlost pohodlné chůze se zmenšuje s vyšší výškou amputace. Amputovaní traumatologické etiologie chodili průměrně rychleji než amputovaní z vaskulárních příčin. V této studii zároveň vyšlo, že spotřeba kyslíku při pohodlné chůzi u transtibiálně amputovaných vaskulární etiologie je 11,7 ml/kg/min. U transfemorálně amputovaných pak byla naměřena hodnota 12,6 ml/kg/min. U amputovaných traumatologické etiologie byly naměřeny hodnoty 15,5 ml/kg/min pro transtibiálně amputované a 12,9 ml/kg/min pro amputované transfemorálně. Pro normální subjekty byla tato hodnota 13,0 ml/kg/min. Vyšší hodnoty VO_2 u traumatologicky amputovaných jsou nejspíš opět dány vyšší zvolenou lokomoční rychlostí. Z této studie je zřejmé, že čím více kloubů a svalstva dolních končetin je ztraceno v důsledku amputace, tím větší je ztráta normálních pohybových mechanismů a tím větší je disabilita a vyšší energetické nároky vynaložené na chůzi. Spotřeba kyslíku a srdeční frekvence byla u všech skupin amputovaných signifikantně vyšší při chůzi pouze o berlích bez protézy. U vaskulárně amputovaných nad kolenním kloubem naměřili tyto hodnoty: průměrnou rychlost 48 (SD 11) m/min, VO_2 15 (SD 2,9) ml/kg.min a TF 130 (SD 32) tepů/min. U vaskulárně amputovaných v bérce udávají hodnoty tyto: průměrnou rychlost 39 (SD 13) m/min, VO_2 14,6 (SD 1,5) ml/kg.min a TF 124 (SD 20) tepů/min. U amputace Symeho typu (amputace v kotníku) naměřili tyto hodnoty: průměrnou rychlost 39 (SD 14) m/min, VO_2 12,8 (SD 4,3) ml/kg.min a TF 129 (SD 23) tepů/min. U traumatologicky amputovaných byly všechny tyto hodnoty ještě o něco vyšší.

Ohledně výše amputace jsme v naší studii nedělali rozdíl. Při chůzi totiž chodili všichni bez protézy, tedy tzv. dvojdobou chůzí. Při tomto stylu chůze dosahovala spotřeba kyslíku 12,646 (SD 1,506) ml/kg.min. Tato námi naměřená hodnota je v předchozí studii srovnatelná s chůzí u vaskulárně amputovaných při amputaci tzv. Symeho typu. Naši probandi této hodnoty spotřeby kyslíku dosáhli při nižší tepové frekvenci (103,2 SD 17,7), zároveň však i při nižší průměrné rychlosti.

Podobné výsledky přinesla též studie Traugha, Corcorana a Reyese (1975).

Zvýšenou energetickou náročnost u amputovaných při chůzi popisuje i mnoho dalších studií (např. Gailey et al., 1994; Pinzur, Gold, Schwarz, Gross, 1992, atd.).

Není-li protéza z jakýchkoli důvodů indikovaná, či není-li dostupná, alternativním způsobem lokomoce může být chůze bez protézy o berlích.

Chůze pomocí berlí je více energeticky náročná než obyčejná chůze (Waters, Mulroy, 1999). Při chůzi o berlích je totiž značně zatěžováno svalstvo celého pletence ramenního, protože při fázi zhoupnutí musí nést váhu těla a tělo tak posunout vpřed. Totiž autoři píší, že pacienti amputovaní na dolní končetině mají při chůzi vyšší energetické nároky, ať už jdou s protézou nebo bez ní. Bez ní jsou totiž zvýšené nároky na svalstvo ramenního pletence, s ní jsou zvýšené nároky hlavně na svalstvo amputačního pahýlu. Dle této studie se průměrná pohodlná rychlost u zdravých dospělých pohybuje v rozmezí 60 – 100 m/min. Waters v práci Waters, Mulroy (1999) uvádí, že průměrná pohodlná rychlost seniorů je při chůzi 74 m/min. Při této rychlosti je VO₂ 12,0 ml/kg.min, tepová frekvence 103 tepů/min a RER 0,84. Hodnota VO₂ a srdeční frekvence jsou téměř shodné s hodnotami naměřenými při chůzi u našich probandů, i když průměrná pohodlná rychlost byla výrazně nižší. Naopak vyšší u nich byla hodnota RER, což by ukazovalo na vyšší snahu u naší skupiny.

„Udržování rovnováhy na jedné dolní končetině a pohyb pomocí francouzských holí (podpažních berlí) klade silné nároky na muskulaturu horních končetin a na oběh“ (Kálal, 2003, s. 58). Tyto nároky se projevují zvláště v počátcích nácviku chůze, časem se s tréninkem tyto nároky zmenšují a energetický výdej se tudíž zmenšuje. Energetická spotřeba tedy velice závisí na době od amputace a na intenzitě tréninku.

Dylevský (1997) udává nárůst energetického výdeje až na 400% u transfemorálně amputovaného se 2 francouzskými holemi oproti zdravému.

Porovnáme - li námi získané průměrné hodnoty energetického výdeje při chůzi o podpažních holích s energetickým výdejem zdravých lidí při chůzi (www.kaloricketabulky.cz) vyjde nám, že stejný energetický výdej (0,272 (SD 0,037) kJ/kg.min) vyžaduje u našich probandů chůze o podpažních holích průměrnou rychlostí 21,84 m/min, tj. 1,31 km/hod a chůze rychlostí 4,5 – 5 km/hod po rovině či 4 km/hod v kopcovitém terénu u probandů zdravých.

Studii zkoumajících energetickou náročnost jízdy na invalidním vozíku není mnoho. Některé studie uvádějí, že jízda na vozíku je méně náročná než chůze (Hildebrandt, Bahn, Berendes, Kröger, 1970). Některé naopak uvádějí, že jízda ve vozíku je náročnější než chůze (Wolfe, Waters, Hislop, 1977). Tyto rozdíly mohou být způsobeny mnoha faktory: stupněm zdatnosti (Glaser, Sawka, Durbin, Foley, Suryaprasad, 1981; Glaser, et al., 1978-1979),

vlastnostmi užitého vozíku (Glaser, Sawka, Young, Suryaprasad, 1980), rychlostí lokomoce (Glaser, Barr, Laubach, Sawka, Suryaprasad, 1980). Jízda na vozíku vyžaduje větší výdej energie za minutu než normální chůze stejnou rychlostí. Stejně tak jízda na vozíku zvyšuje více tepovou frekvenci než normální chůze stejnou rychlostí (Wolfe, Waters, Hislop, 1977). Energetický výdej je ovlivněn též architektonickými podmínkami. Například jedna studie (Glaser, Sawka, Wilde, Woodrow, Suryaprasad, (1981)) uvádí, že při průměrné rychlosti 3 km/hod na dlaždicích jsou energetické nároky nižší (0,46 Kcal/kg.km) na vozíku než při chůzi (0,55 Kcal/kg.km), ale při jízdě na koberci je tomu přesně naopak (0,55 Kcal/kg.km při jízdě oproti 0,53 Kcal/kg.km při jízdě). Při jízdě na koberci je totiž značně zvýšený valivý odpor. Ten je ovlivňován mnoha faktory, jako je například: hmotnost těla a vozíku, tlak v pneumatikách, velikost kol, povrch podlahy, atd. Minutová ventilace při jízdě na dlaždicích v téže studii dosáhla hodnoty 16,3 l/min a při jízdě na koberci dokonce hodnoty 21,7 l/min, což je v obou případech vyšší než při chůzi, kdy byla průměrná hodnota minutové ventilace lehce nad hranicí 15 l/min. Na zvýšené energetické nároky zareagovala samozřejmě i tepová frekvence, takže při jízdě na dlaždicích byla kolem 100 tepů/min, při jízdě na koberci stoupla až ke 115 tepům/min.

Při naší studii se pohybovali pacienti po linoleu, který je tvrdostí povrchu právě na pomezí mezi kobercem a dlaždicemi. Po dobu čtyř minut ujeli naši probandi na vozíku vzdálenost 110,7 (SD 31,7) metrů, z čehož vyplývá průměrná rychlost 0,459 (SD 0,129) m/s. Při této průměrné rychlosti byl energetický výdej roven hodnotě 0,165 (SD 0,032) kJ/kg.min, tepová frekvence dosáhla 88,5 (SD 20,2) tepů/min a minutové ventilace 22,7 (SD 5,0) l/min.

Studii s podobným zaměřením jako my vypracovali autoři Chin, Oyabu, Maeda, Takase, Machida (2009). Měřili energetickou náročnost při chůzi o protéze a při jízdě na vozíku u 7 probandů starších 60-ti let exartikulovaných v kyčelním kloubu. Průměrná komfortní rychlost při chůzi u nich byla 30,5 m/min, zatímco průměrná rychlost jízdy na vozíku byla 63,1 m/min. Průměrná spotřeba kyslíku byla při chůzi 0,639 ml/kg/m a při jízdě 0,175 ml/kg/m, což svědčí o signifikantně vyšší spotřebě při chůzi. V naší studii byla průměrná pohodlná rychlost při jízdě na vozíku 27,5 m/min (0,459 m/s) a při chůzi 21,8 m/min (0,364 m/s). Spotřebu kyslíku jsme vztáhli ne na ujetý metr, ale na kilogram hmotnosti probanda. Tato hodnota nám při jízdě vyšla 7,639 (SD 1,546) ml/min.kg, a při chůzi 12,646 (SD 1,506) ml/min.kg. Spotřeba kyslíku je při chůzi o podpažních berlích téměř dvojnásobná vůči jízdě ve vozíku, což svědčí o signifikantně vyšší energetické náročnosti chůze o podpažních berlích vůči jízdě na vozíku.

Mukherjee a Samantha (2001) zkoumali u 34 osob s disabilitou dolních končetin fyziologické parametry při jízdě na vozíku klasickém ortopedickém a na trojkolém vozíku poháněném rukama pomocí „šlapek“. Během pět minut trvající jízdy rychlostí, jakou si vybrali sami probandi, jezdili na klasickém vozíku průměrnou rychlostí 56,4 (SD 8,7) m/min. Při rovnovážném stavu naměřili též skupině tepovou frekvenci 126, 5 (SD 8,4) tepů/min. U stejných osob naměřili spotřebu kyslíku na hodnotě 13,5 (SD 3,38) ml/kg/min. Všechny tyto hodnoty jsou vůči našim poněkud vyšší. Důvodem je nejspíš vyšší zvolená pohodlná rychlost u probandů v této studii. Vyšší pohodlná rychlost byla nejspíše zvolena s ohledem na výrazně nižší věk (33,4 (SD 8,8) let) oproti našim (71 (SD 11) let) a s ohledem na roky strávené ve vozíku (9,1 (SD 2,1) let) oproti našim (10 (SD 8) měsíců). Probandi v uvedené studii tedy byli s vozíkem zásadně lépe sžítí, tudíž jejich vyšší průměrná rychlost při lokomoci je nasnadě.

U odlehčených vozíků byla rychlost i uražená vzdálenost větší u paraplegiků i tetraplegiků než u klasických vozíků. Spotřeba kyslíku byla menší jen u paraplegiků. (Beekman, Miller - Porter, Schoneberger, 1999) Tato studie zkoumala rozdíl v energetické náročnosti při jízdě na standardním a odlehčeném vozíku u 30 tetraplegiků a 44 paraplegiků. Tyto výsledky nelze ovšem s těmi našimi dost dobře porovnávat, protože jejich probandi byli výrazně mladší a zároveň s jinou diagnózou, kvůli které se stali uživateli vozíku. V naší studii pacienti jezdili na klasickém ortopedickém vozíku. Příklady klasických a ultralehkých vozíků ukazují příloha č.7 a č.8.

Cílem studie Hilbersové a Whitea (1987) bylo zhodnotit vliv jízdy na klasických invalidních a sportovních vozících na metabolismus a srdeční frekvenci u osob s paraplegií. Zde narážíme na stejný problém jako ve studii předchozí, tedy že průměrný věk probandů byl výrazně nižší a důvody vedoucí k lokomoci na vozíku odlišné. Již jen fakt, že srdeční frekvenci a spotřebu kyslíku měřili při rychlostech 1 – 3 m/s, zatímco naši probandi jeli průměrnou rychlostí pouze 0,459 m/s, svědčí o diametrálně odlišné výkonnosti zkoumaných vzorků. Pro nás je ovšem k zamyšlení fakt, že energetické nároky na jízdu jsou u ultralehkých vozíků o 16% nižší než u klasických vozíků.

Ultralehké vozíky jsou v současné době užívány převážně mladší, aktivnější populací a umožňují dosažení menšího energetického výdeje a dosažení vyššího výkonu. Vhodným lokomočním prostředkem by byly ultralehké vozíky též pro populaci starší, vzhledem k menším energetickým a kardiovaskulárním nárokům potřebným k jízdě. Je možné, že užitím odlehčených

vozíků by byli schopni lokomoce i pacienti, pro které je užívání standardního vozíku příliš namáhavé. Tato myšlenka je ovšem, z hlediska vyšší pořizovací ceny a menší tělesné opory u ultralehkých vozíků, jen pouze těžko proveditelná.

Z hlediska spotřeby kyslíku při lokomoci na invalidním vozíku či při chůzi panuje mezi autory studií mírná nejednotnost, co se užívaných jednotek týče. Např. Chin et al. (2009) užívají ml/kg/m, zatímco například studie Mukherjee a Samantha (2001) užívají ml/kg/min. Tato nejednotnost může vést k případným nejasnostem a zmatkům v hodnotě energetické spotřeby. V naší studii jsme se rozhodli užívat jednotek ml/kg/min, jako většina autorů.

Z námi uvedených studií vyplývá, že jízda na invalidním vozíku, je méně energeticky náročnou variantou lokomoce ve srovnání s chůzí. Tomu, že je jízda na vozíku méně energeticky náročná, napovídá i samotný fakt, že z jedenácti probandů účastnících se naší studie, se pouze tři pohybují pomocí podpažních berlí. Ostatní zvolili jako pro ně snadnější variantu – tedy lokomoci pomocí ortopedického vozíku.

I přes existenci studií zkoumajících vliv jízdy na vozíku a chůze u amputovaných na dolní končetině na energetický výdej při této činnosti, jsou mezi sebou tyto studie většinou srovnatelné jen zčásti. Jak jsme již výše nastínili, existuje totiž značné množství faktorů, ovlivňujících energetický výdej při dané činnosti. Průměrný věk, etiologie amputace, doba užívání vozíku (či podpažních berlí), konkomitantní choroby, atd., to jsou faktory týkající se přímo testovaného souboru. Hmotnost vozíku, tlak v pneumatikách, ergonomie posedu, atd., jsou faktory týkající se technických vlastností vozíku. Okolní teplota, tlak vzduchu, materiál povrchu, atd., jsou faktory týkající se okolních podmínek. Kombinací těchto mnoha faktorů (tzv. metodika či design studie) lze dojít k více či méně odlišným výsledkům. Naše metodika je detailně popsána v kapitole č. 4 Metodika.

Nedostatky v naší studii vidíme na několika místech. Jedním z nich je různá etiologie amputací. Devět z jedenácti probandů bylo sice amputováno z vaskulárních příčin, ale v takto malém statistickém souboru mohou i pouze dva probandi amputovaní z příčin jiných nepatrně zkreslit hodnoty. Naše hodnoty nelze tedy pokládat za hodnoty stoprocentně zastupující vaskulárně amputované. Další mírnou nejednotnost spatřujeme v rozdílné výši amputace, i když větší zkreslení by bylo vidět při chůzi o protéze. Určitou nepřesnost také přináší poměrně široký věkový rozptyl. Největší nedostatek ale spatřujeme v prostorech, kde byla studie realizována. Bohužel nebylo možno zajistit dostatečně dlouhou rovnou plochu či ovál, na kterém by mohli

probandi jezdit (chodit). Každých třicet metrů jsme je tedy museli na koncích chodby na vozíku obracet, aby nebyly hodnoty zkreslovány otáčením se. Ačkoli tedy probandi absolvovali pouze rovné úseky, výsledné hodnoty nelze považovat za hodnoty určující energetickou náročnost čtyřminutové monotónní jízdy, jako například někde na oválu. Neustálé rozjíždění se na zvolenou rychlost a brzdění na konci chodby bohužel zkresluje výsledné hodnoty. Například hodnota průměrné spotřeby kyslíku by nejspíše byla nižší, nemuseli – li by probandi jízdu přerušovat. Uvádět těleso vícekrát do konstantní rychlosti vyžaduje více energie, než ho uvést do konstantní rychlosti jen jednou a pak ho v ní udržovat. Abychom zjistili, k jak velikému zkreslení dochází, bylo by třeba stejné probandy porovnat na jiném místě, kde by mohli jet bez přerušení po celou dobu.

I přes tyto nedostatky se nám ovšem podařilo prokázat, že jízda na invalidním vozíku je energeticky méně náročná a celkově méně zatěžující kardiopulmonární systém a že je tedy vhodnější alternativou pro osoby amputované na dolní končetině, které chůzi o podpažních holích silově nezvládají a pro osoby, které by neměly tolik zatěžovat svůj kardiopulmonární systém.

7 ZÁVĚRY

Na základě prezentovaných výsledků lze shrnout, že u pacientů amputovaných na dolní končetině vyžaduje chůze bez protézy o podpažních berlích vyšší energetický výdej než lokomoce pomocí invalidního vozíku. Zvýšeným energetickým nárokům odpovídají též vyšší parametry kardiopulmonárního systému. Těmito výsledky byla zároveň i potvrzena naše hypotéza. Pro praxi z tohoto vyplývá, že pacient, který chůzi o podpažních berlích nezvládá z důvodu její vyšší energetické náročnosti, má k lokomoci možnost použít energeticky méně náročnou variantu – jízdu na invalidním vozíku. Při nižším energetickém výdeji je pacient schopen se pohybovat dokonce vyšší průměrnou rychlostí.

Tím, že naši probandi byli pacienti léčebny dlouhodobě nemocných, nelze dost dobře naše výsledky aplikovat na širší populaci. Pro přesnější výsledky by bylo třeba uskutečnit další studie na výrazně vyšším statistickém vzorku populace a na náhodně vybraných probandech. Dále by bylo třeba provést další studii na výrazně delší dráze než našich 30 metrů, aby nebyly naměřené hodnoty zkreslovány brzděním a rozjížděním se na koncích chodby.

8 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ÅSTRAND, P.A. a K. RODAHL. *Textbook of work physiology*. New York: McGraw-Hill, 1977

BEEKMAN, Claire E., Leslie MILLER-PORTER a Marion SCHONEBERGER. Energy Cost of Propulsion in Standard and Ultralight Wheelchairs in People With Spinal Cord Injuries.

Physical: Therapy [online]. 1999, vol. 79, no. 2, p. 146-158 [cit. 2012-03-25]. Dostupné z:

<http://physther.net/content/79/2/146.full>

BUNC, Václav. *Biokybernetický přístup k hodnocení reakce organismu na tělesné zatížení*. 1.

vyd. Praha: Univerzita Karlova, 1989, 368 s. ISBN 80-7066-214-X.

COLBURN, Jean a Vivienne IBBOTSON. Amputation. TURNER, Ann, Margaret FOSTER a

Sibyl E. JOHNSON. *Occupation Therapy and Physical Dysfunction: Principles, Skills and*

Practise. 4. ed. China: Churchill Livingstone, 1996, p. 636-666. ISBN 0-443-051773.

DYLEVSKÝ, Ivan. Amputace končetiny a tělesná zátěž. DYLEVSKÝ, Ivan et al. *Pohybový*

system a zátěž. 1. vyd. Praha: Grada, 1997, s. 235-243. ISBN 80-7169-258-1.

Energetický výdej aktivit v kJ. *Kaloricketabulky.cz* [online]. 2010 [cit. 2011-10-08]. Dostupné z:

<http://www.kaloricketabulky.cz/tabulka-aktivit.php?pismeno=C>

FALTÝNKOVÁ, Zdeňka, Jiří KŘÍŽ a Alena KÁBRTOVÁ. *Cesta k nezávislosti po poškození*

míchy. Praha: Svaz Paraplegiků, 2004, 83 s.

GAILEY, R.S. et al Energy expenditure of trans-tibial amputees during ambulation at self-

selected pace. *Prosthetics and Orthotics International* [online]. 1994, vol. 18, no.2, p. 84-91 [cit.

2011-12-01]. Dostupné z: http://www.oandplibrary.org/poi/pdf/1994_02_084.pdf

GENIN, Joakim J., Guillaume J. BASTIEN, Bernard FRANCK, Christine DETREMBLEUR, Patrick A. WILLEMS. Effect of speed on the energy cost of walking in unilateral traumatic lower limb amputees. *European Journal of Applied Physiology*. 2008, vol. 103, no. 6, p. 655-663. DOI: 10.1007/s00421-008-0764-0. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s00421-008-0764-0>

GLASER, Roger M. et al An exercise test to evaluate fitness for wheelchair activity. *Paraplegia* [online]. 1978-1979, no.16, p. 341-349 [cit. 2011-03-26]. ISSN 0031-1758. Dostupné z: <http://www.nature.com/sc/journal/v16/n4/pdf/sc197866a.pdf>

GLASER, Roger M, M.N. SAWKA, R.E. YOUNG a A.G. SURYAPRASAD. Applied physiology for wheelchair design. [abstract] *Journal of Applied Physiology* [online]. 1980, vol. 48, no. 1, p. 41-44 [cit. 2012-01-26]. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/48/1/41.abstract>

GLASER, R.M., M.N. SAWKA, R.J. DURBIN, D.M. FOLEY, A.G. SURYAPRASAD. Exercise Program for Wheelchair Activity. *American Journal of Physical Medicine* [online]. 1981, vol. 60, no. 2, p. 67-75 [cit. 2011-03-25]. Dostupné z: http://journals.lww.com/ajpmr/Citation/1981/04000/Exercise_Program_for_Wheelchair_Activity.2.aspx

GLASER, Roger M., Michael N. SAWKA, Stephen W. WILDE, Barbara K. WOODROW a Agaram G. SURYAPRASAD. Energy Cost and Cardiopulmonary Responses For Wheelchair Locomotion and Walking on Tile and on Carpet. *Paraplegia* [online]. 1981, roč. 19, č. 4, s. 220-226 [cit. 2012-03-26]. Dostupné z: <http://www.nature.com/sc/journal/v19/n4/pdf/sc198145a.pdf>

GLASER, Roger M, S.A. BARR, L.L. LAUBACH, M.N. SAWKA, A.G.SURYAPRASAD. Relative stresses of wheelchair activity. [abstract] *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* [online]. 1980, vol. 22, no. 2, p. 177-181 [cit. 2011-04-26]. Dostupné z: <http://hfs.sagepub.com/content/22/2/177.abstract>

HILBERS, Pamela A. a Timothy P. WHITE. Effects of Wheelchair Design on Metabolic and Heart Rate Responses During Propulsion by Persons with Paraplegia. *Physical Therapy* [online]. 1987, vol. 67, no. 9, p. 1355-1358 [cit. 2012-03-29]. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/67/9/1355.long>

HILDEBRANDT, G., D. BAHN, B. BERENDES a J. KRÖGER. Energy costs of propelling wheelchair at various speeds: cardiac response and effect on steering accuracy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1970, vol. 51, no. 3, p. 131-136.

CHIN, T., H. OYABU, Y. MAEDA, I. TAKASE a K. MACHIDA. Energy consumption during prosthetic walking and wheelchair locomotion by elderly hip disarticulation amputees. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2009, vol. 88, no. 5 [cit. 2011-04-26]. Dostupné z: http://journals.lww.com/ajpmr/Abstract/2009/05000/Energy_Consumption_During_Prosthetic_Walking_and.7.aspx

KÁLAL, Jan. *Rehabilitace amputovaných*. 1. vyd. Ústí nad Labem: ACTA Universitatis Purkynianae, 2003, 78 s. ISBN 80-7044-483-5.

KÁLAL, Jan. Rehabilitace u pacientů po amputaci končetin. KOLÁŘ, Pavel et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, s. 533-538. ISBN 978-80-7262-657-1.

KUBEŠ, Radovan. Amputace. DUNGL PAVEL A KOLEKTIV. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, s. 165-177. ISBN 80-247-0550-8.

MATĚJÍČEK, Michal. Ortopedická protetika. DUNGL PAVEL A KOLEKTIV. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, s. 141-165. ISBN 80-247-0550-8.

MCARDLE, William D., Frank I. CATCH a Victor L. CATCH. *Essentials of exercise physiology, Svazek 1*. 3. ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2006, 753 p. ISBN 0-7817-4991-3.

MILANI, Richard V., Carl J. LAVIE, Mandeep R. MEHRA a Hector O. VENTURA. Understanding The Basics Of Cardiopulmonary Exercise Testing. *Mayo Clinic Proceedings*. 2007, roč. 81, č. 12, p. 1603-1611. DOI: 10.4065/81.12.1603. Dostupné z: [http://www.mayoclinicproceedings.org/article/S0025-6196\(11\)60946-4/fulltext](http://www.mayoclinicproceedings.org/article/S0025-6196(11)60946-4/fulltext)

MUKHERJEE, G. a A. SAMANTHA. Physiological response to the ambulatory performance of hand-rim and arm-crank propulsion systems. *Journal of rehabilitation research and development* [online]. 2001, vol. 38, no. 4, p. 391-399 [cit. 2011-03-01]. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/01/38/4/mukhe384.htm>

PAUKRTOVÁ, Dana. *Zátěžové testování zdravých mužů ve věku 40 – 55 let: porovnání stupňovaného a kontinuálně zvyšovaného zátěžového protokolu* [online]. Praha, 1999 [cit. 2012-03-25]. Dostupné z: <http://ktl.lf2.cuni.cz/text/diplomky/paukrtova/>. Diplomová práce. Takulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze. Vedoucí práce MUDr. Jiří Radvanský, CSc.

PINZUR, M.S., J. GOLD, D. SCHWARTZ a N. GROSS. Energy demands for walking in dysvascular amputees as related to the level of amputation.[abstract] *Orthopedics* [online]. 1992, vol. 15, no. 9, p. 1033-1036, discussion 1036-1037 [cit. 2011-10-28]. Dostupné z: <http://www.mendeley.com/research/energy-demands-walking-dysvascular-amputees-related-level-amputationpdf/>

POOLE, David C. a Russel S. RICHARDSON. Determinants of oxygen uptake.: Implications for exercise testing. *Sports medicine*. 1997, roč. 24, č. 5, s. 308-320. ISSN 0112-1642.

RADVANSKÝ, Jiří. *Zátěžové testování dětí a adolescentů s vrozenými srdečními vadami*. [online] Praha: Akát, 1999 [2012]. Dostupné z: <http://ktl.lf2.cuni.cz/text/radhab/radhab.html>. Habilitační práce. Universita Karlova Praha, 2. lékařská fakulta, Klinika tělovýchovného lékařství.

SOSNA, Antonín, Pavel VAVŘÍK, Martin KRBEC a David POKORNÝ et al. *Základy ortopedie*. 1. vyd. Praha: Triton, 2001, 175 s. ISBN 80-7254-202-8.

TORBURN, Leslie, Christopher M. POWERS, Robert GUITERREZ a Jacquelin PERRY. Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: A comparison of five prosthetic feet. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 1995, vol. 32, no. 2, p. 111-119 [cit. 2012-03-27]. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/95/32/2/pdf/torburn.pdf>

TRAUGH, G.H., P.J. CORCORAN a R.L. REYES. Energy expenditure of ambulation in patients with above-knee amputations.[abstract] *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1975, vol. 56, no. 2, p. 67-71 [cit. 2012-01-02]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1124978>

WASSERMAN, K., R. CASABURI, D.Y. SUE, B.J. WHIPP, J.E. HANSEN. *Principles of exercise testing and interpretation*. 2nd ed. Philadelphia: Lea and Febiger, 1994, 479 s. ISBN 0-8121-1634-8.

WATERS, R.L a S. MULROY. The energy expenditure of normal and pathologic gait. [abstract] *Gait and posture* [online]. 1999, vol. 9, no. 3, p. 207-231 [cit. 2012-03-25]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10575082>

WATERS, R.L., J. PERRY, D. ANTONELLI a H. HISLOP. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputatio. *The Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 1976, vol. 58, no. 1, p. 42-46 [cit. 2011-10-10]. Dostupné z: <http://www.bonky.nl/images/20101010/Energy%20cost%20of%20walking%20of%20amputees%202010JBJS.pdf>

WOLFE, G.A., R. WATERS a H.J. HISLOP. Influence of floor surface on the energy cost of wheelchair propulsion. [abstract] *Physical Therapy* [online]. 1977, vol. 57, no. 9, p. 1022-1027 [cit. 2012-01-25]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/142993>

WU, Y.J. et al Energy expenditure of wheeling and walking during prosthetic rehabilitation in a woman with bilateral transfemoral amputations. [abstract] *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2001, vol. 82, no. 2, p. 265-269 [cit. 2012-01-29]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999301711069>

9 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Přístroj Metamax 3B od firmy Cortex

Příloha č. 2: Sporttester Polar RS 100 a hrudní pás T31C

Příloha č. 3: Přístroj Metamax 3B upevněný na těle probanda

Příloha č. 4: Hrudní pás T31C ke sporttesteru Polar RS 100 na těle probanda

Příloha č. 5: Jeden z probandů při jízdě na klasickém invalidním vozíku

Příloha č. 6: Technické zázemí při studii

Příloha č. 7: Příklady ultralehkých vozíků

Příloha č. 8: Příklady klasických vozíků

10 PŘÍLOHY



Příloha č. 1



Příloha č. 2





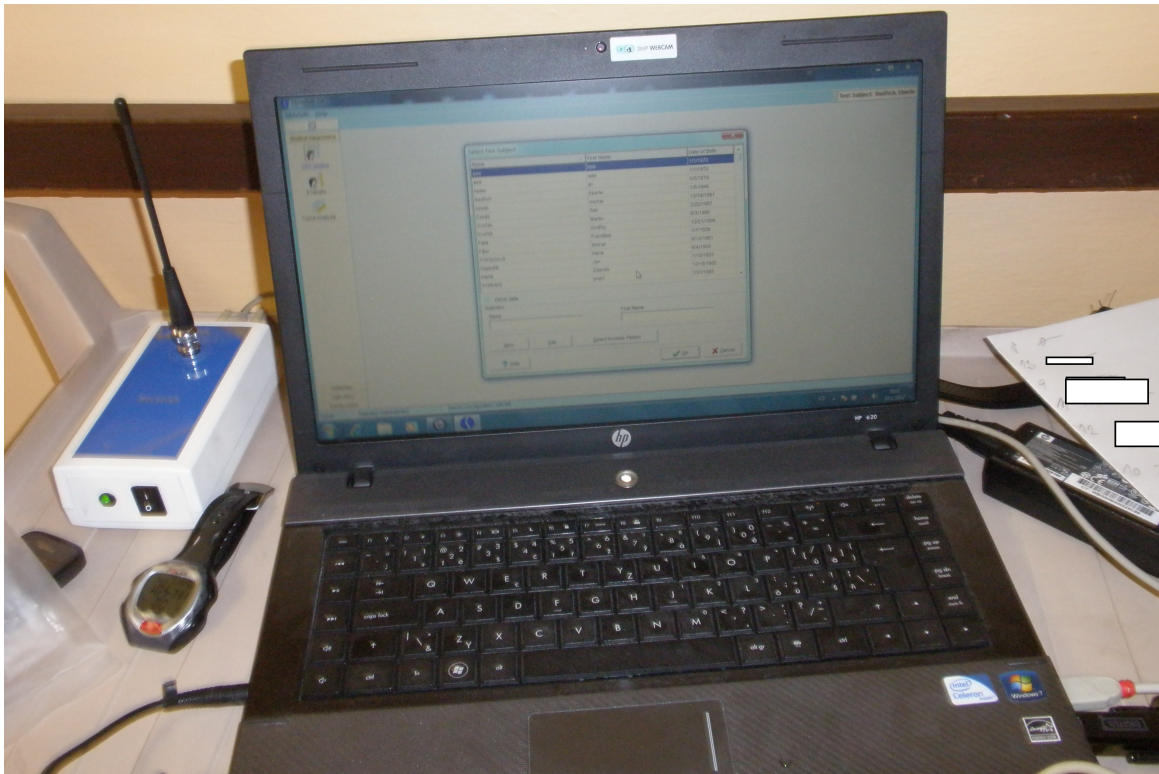
Příloha č. 3



Příloha č. 4



Příloha č. 5



Příloha č. 6



Příloha č. 7



Příloha č. 8

