Universitas Carolina Pragensis

Facultas Medica Secunda

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2012 **MUDr. Ondřej Vít**

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

2. LF UK a FN Motol

MUDr. Ondřej Vít

Měření výkonů u lokomočně hendikepovaných

bakalářská práce

Praha 2012

Autor práce: MUDr. Ondřej Vít

Vedoucí práce: doc. MUDr. et PaedDr. Jan Kálal, CSc.

Oponent práce: doc. MUDr. Jiří Radvanský, CSc.

Datum obhajoby: 2012

Bibliografický záznam

VÍT, Ondřej. *Měření výkonů u lokomočně hendikepovaných*. Praha: Univerzita Karlova, 2.lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol, 2012. 83 s. Vedoucí bakalářské práce doc. MUDr. et PaedDr. Jan Kálal, CSc.

Anotace: Podstatou této práce je měření výkonů při pohybu u lokomočně hendikepovaných jedinců, jakožto ukazatel energetické náročnosti lokomoce (jízda na ortopedickém vozíku a chůze s dvoubodovou oporou). Lokomočním hendikepem je u našich probandů amputace části dolní končetiny z vaskulární indikace, jakožto představitel cca 90% veškerých amputací v ČR. V práci je stručně zmíněno i dělení amputací dle výšky zákroku, historie amputace a nejčastěji se vyskytující etiologický faktor vedoucí k amputaci. V sekci zabývající se samotnými výsledky měření výkonů jsou diskutována naměřená data i se závěry. A v poslední části této práce jsou tyto závěry diskutovány a porovnávány s námi dostupnými informacemi z podobných studií.

Annotation: The thesis is focused on the measurement of the energy consumption during the locomotion of the mobility disabled (riding a wheelchair a walking with 2 point support – crutch). The probands were handicapped by partial amputation of lower limb based on the vascular cause which represents approximately 90 percent of all amputations done in the Czech Republic. The thesis also presents a brief classification of amputations according to the extent of the separation, the history of amputations and the main etiologic factors leading to amputation. In the result section the measured data are discussed. In the last part of the thesis, the conclusions are discussed and compared to information available from similar studies.

Klíčová slova: lokomoce, amputace, výkon, invalidní vozík, berle

Keywords: locomotion, amputation, power, wheelchair, crutches

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

V Praze dne 5.8.2012 MUDr. Ondřej Vít

Poděkování:

Rád bych touto cestou poděkoval všem, kteří mi pomáhali se sepsáním této práce zejména pak doc. MUDr. et PaedDr. Janu Kálalovi, CSc., prof. Ing. Václavu Buncovi, CSc., Ing. Pavlu Gruberovi, Ing. Petru Vítovi, Bc. Martině Kolbabové, doc. Dr. Ing. Danielu Ryplovi, Mgr. Janu Zitkovi, Ph.D., Ing. Petru Veverkovi, DiS. Lucii Kolbabové a všem testovaným pacientům z LDN FN Motol.

OBSAH

OBSAH 7

SEZNAM ZKRATEK 9

ÚVOD 10

1. AMPUTACE 11

1.1 Definice 11

1.2 Historie 11

1.3 Indikace 13

1.4 Incidence 13

1.5 Typy amputací 14

1.5.1 Amputace prstců 14

1.5.2 Transmetatarsální amputace 14

1.5.3 Amputace dle Lisfranca 15

1.5.4 Amputace dle Choparta 15

1.5.5 Amputace dle Pirogova 15

1.5.6 Amputace dle Boyda 15

1.5.7 Symeho amputace 16

1.5.8 Bércová amputace 16

1.5.9 Exartikulace v kolenním kloubu 16

1.5.10 Transfemorální amputace 17

1.5.11 Exartikulace v kyčelním kloubu 17

1.5.12 Hemipelvektomie 17

1.6 Syndrom diabetické nohy 18

1.6.1 Etiopatogeneze 18

1.6.2 Klinický obraz 19

1.6.3 Diagnostika 20

1.6.4 Terapie 20

2 CÍLE A HYPOTÉZY 21

3 METODIKA **22**

4 VÝSLEDKY **24**
4.1 Charakteristika testované skupiny 24
4.2 Charakteristika hodnocených parametrů 26
4.3 Výsledky probandů 27

5 DISKUZE **71**
5.1 Tepová frekvence 71
5.2 Dechová frekvence 73
5.3 Minutová ventilace 73
5.4 Dechový objem 74
5.5 Poměr respirační výměny 74
5.6 Celková práce 75
5.7 Celkový výkon 75
5.8 Statistická významnost dat 76
5.9 Porovnání s jinými zdroji 77

ZÁVĚRY **81**

REFERENČNÍ SEZNAM **82**

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHY

SEZNAM ZKRATEK

ACE	angiotenzin konvertující enzym
ADL	activity of daily living
BF	dechová frekvence
BTPS	body temperature and pressure satured with water vapour
CABG	coronary artery bypass graft
CRP	C reaktivní protein
DM 2.typu	diabetes mellitus 2.typu
Ek	kinetická energie
Ep	potenciální energie
FA	farmakologická anamnéza
g	gravitační konstanta
h	výška
HR	srdeční tepová frekvence
m	hmotnost
MET	metabolic equivalent of task
NHL	non-hodginský lymfom
OA	osobní anamnéza
P	práce
PTA	perkutánní transluminální angioplastika
RER	poměr respirační výměny VCO2/VO2
st.p.	status post
STPD	standard temperature and pressure, dry
t	čas
v	rychlost
VCO2	objem exspirovaného oxidu uhličitého
VE	minutová ventilace
VO2	spotřeba kyslíku
VO2 max	maximální využití kyslíku (spotřeba kyslíku při maximálním výkonu)
VO2 peak	nejvyšší dosažená spotřeba kyslíku v daném měření
VT	dechový objem
W	práce

ÚVOD:

Problematika energetické náročnosti lokomoce u jedinců po amputaci části dolní končetiny je problematikou, která se současným trendem, stárnoucí populací, bude nabývat na významu. Ruku v ruce s moderním stylem života roste i výskyt a zejména kvantum jedinců s civilizačními chorobami. Jednou z nich je i ateroskleróza akcelerovaná mnoha cestami (např.: metabolicky – diabetes mellitus 2. typu). Jak bude dále v jednotlivých kapitolách uvedeno, rostou absolutní čísla amputací z vaskulární indikace, i přes značnou progresi v oblasti cévní chirurgie.

V této práci jsme se zabývali měřením lokomočních výkonů u amputovaných jedinců, abychom mohli porovnat energetickou náročnost jejich jízdy na ortopedickém vozíku a jejich chůze s dvoubodovou oporou. Výsledná data jsme posléze porovnávali jak s populačními normami „zdravé“ populace stejné věkové kategorie, tak s výsledky z podobných studií a prací zaměřených na toto téma.

Práce je dělená na několik jednotek, první část je věnována amputacím a jejich etiologickým faktorům. V další části je popsán postup měření, výsledná data a závěry z nich a v poslední části je diskuze spolu s uvedeným popisem jednotlivých testovaných probandů.

1. AMPUTACE

1.1 Definice amputace

Amputace je definována jako odstranění periferní části těla včetně krytu měkkých tkání s přerušením skeletu vedoucí k funkční anebo kosmetické změně s možností dalšího protetického ošetření. Jedná se o rekonstrukční výkon, jehož účelem je eliminace onemocnění anebo funkčního postižení se snahou dosažení návratu lokomoce nebo částečné funkce (Kubeš, 2005).

Exartikulace se od amputace liší pouze v tom, že periferie je odstraněna v linii kloubu (Kubeš, 2005).

O reamputaci hovoříme tehdy, pokud je třeba u již amputovaného pacienta na amputované končetině přetít nebo odstranit kost proximálněji v zájmu zachování dobrého zdravotního stavu (Brozmanová, 1990).

Chirurgické opětovné vsazení a zhojení části končetiny odstraněné úrazem nazýváme replantací. Replantace je ovšem velmi náročný zákrok, který lze provést pouze za velmi příznivých podmínek úrazu a jen na specializovaných pracovištích (Brozmanová, 1990).

Operativní zákrok na měkkých částech pahýlu, bez zákroku na kosti se nazývá plastika pahýlu (Hadraba, 2006).

Všechny tyto rekonstrukční výkony jsou prováděny za účelem eliminace onemocnění a funkčního postižení. Snažíme se o dosažení návratu lokomoce nebo částečné funkce (Kubeš, 2005).

1.2 Historie amputace

Datovat první amputaci je dosti složitý úkol, avšak ukazuje se, že první amputační zákroky se, dle nalezených koster, odehrávaly v období 5000 let před naším letopočtem. Nelze již ovšem dokázat, zda to byly zákroky z čistě medicínských důvodů anebo, zda se nejednalo o rituální oběti bohům. První doložené materiální doklady o zhojené amputaci sahají do období kolem roku 2000 let př.n.l. a pocházejí z Egypta. Historickou perličkou je také první dochovaná zmínka (Finch, 2011) o úspěšně zhotovené a aplikované protéze, jež byla zhotovena někdy v 9.století před naším

letopočtem pro dceru kněze. Jednalo se o protézu (viz. obrázek 1) palce pravé dolní končetiny.

Obrázek 1: Protéza palce PDK (převzato z http://www.thelancet.com/journals/lancet/article/ PIIS0140-6736(11)60190-6/fulltext)

Prvními dochovanými prameny o indikaci amputací, jakožto lékařského zákroku, jsou 3 zásady amputací od známého antického lékaře a filozofa Hippokrata (5. století před naším letopočtem), jež víceméně platí do dnes:

- odstranění neužitečných částí končetin
- snížení invalidity
- záchrana života (Sosna, 2001).

Trochou ironie, i když logickým vyústěním situace zůstává fakt, že hlavní rozvoj amputačních technik nastal vždy v době válek. Amputace, zde při nedostatku farmakoterapie a další komplexní péče, byla často logickým řešením vážných poranění. Velký průlom v operačním řešení znamenalo zavedení ligatury velkých cév známým francouzským chirurgem Ambroisem Parém v 16. století, jež nahradilo hemostázu horkým olejem. Tento svůj objev popisuje ve svém díle Deset knih o chirurgii vydaných v roce 1564 (Porter, 2001).

Dalšími průlomovými okamžiky byly zavedení asepse, anestezie, odložené primární sutury a pochopitelně užívání antibiotik. Toto vše vedlo k vytváření bezpečnějších podmínek k provádění amputací.

1.3 Indikace amputace

S rozvojem cévní chirurgie se podařilo kvantum i paletu amputačních indikací dosti snížit, ale nadále zůstávají tyto skupiny příčin.

a) Trauma – amputace je indikována u devastujících poranění, kdy jednotlivé struktury není možné zrekonstruovat, dále u komplikací jako je plynatá sněť a cévní poranění s gangrénou končetiny (Sosna, 2001).
b) Infekce – amputace zde často bývá život zachraňující výkonem. Indikací jsou dlouhodobé lokální procesy, chronická osteomyelitida či nezvládnutelná akutní sepse způsobená lokální infekcí.
c) Nekróza – etiologiemi nekróz mohou být fyzikální vlivy (combustio, congelatio, popálení elektrickým proudem) kdy o rozsahu amputace rozhoduje až výše demarkační nekrózy.
d) Tumory – nejčastěji se jedná o maligní tumory pojivové tkáně
e) Afunkce – zde se jedná například o vrozené vývojové vady, následky traumatu etc.
f) Onemocnění končetinových cév – asi vůbec nejčastější indikací k amputacím je diabetická makro- i mikroangiopatie ústící do diabetické gangrény s infekcí a dále akutní či chronické arteriální insuficience (Kubeš, 2005).

1.4 Incidence

V České republice se ročně amputuje část dolní končetiny řádově v tisících případů. Jak již bylo zmíněno výše, největší poměrnou část z absolutních čísel představují amputace z vaskulární indikace, následované traumatickými příčinami (stovky případů), operace pro maligní kostní tumory a těžké infekce jsou spíše raritou (Kálal, 2009). Z dat, jež máme k dispozici za posledních cca 15 let lze vypozorovat jasný trend vzrůstu absolutních čísel vaskulárních amputací. I když by se mohlo zdát, že s vývojem lepší kompenzace civilizačních onemocnění, rozvojem cévní chirurgie a vůbec posunem medicíny opět o kousek „dále“, by se měla incidence snižovat opak je pravdou. Dle statistických údajů tento vzrůst koresponduje se zvyšujícím se počtem lidí s manifestací diabetu mellitu 2. typu (DM 2.typu) v naší republice. Tento trend se ovšem vyskytuje i v celosvětovém měřítku. (Kolář, 2009) V tabulce (tabulka 1) můžete

pozorovat prakticky lineární vzrůst hodnot počtu zákroků.

rok	vaskulární	traumatické
1994	4503	150
1995	4578	107
1996	4970	116
1997	5226	95
1998	5465	99
1999	5114	87
2000	5865	58
2001	6118	85
2002	6743	73
2003	7029	60
2004	7444	102
2005	7859	90
2006	7834	62
2007	7853	52
2008	8169	45
2009	8439	47
2010	8501	49

Tabulka 1: Vývoj počtu amputací a jejich etiologie v ČR 1994 – 2010 (Kolář, 2009)

1.5 Typy amputací na dolní končetině

1.5.1 Amputace prstců

Jedná se o, co do kvantity odebírané části dolní končetiny, nejmírnější postižení, které má ovšem svá úskalí. Specifickou roli zde hraje I. prst – palec. Při řešení amputace tohoto prstu je vhodné ponechat co největší jeho část kvůli postavení sezamských kůstek v metatarsophalangeálním skloubení. Palec zastává při bipedální lokomoci význačnou funkci, při jeho absenci se objevuje kulhání a ztráta rovnováhy (Way, 1998). Palec hlavně chybí v odrazové fázi kroku, kde působí jako hlavní opora. Co se týče ostatních prstců, za zmínku stojí fakt, že u amputace 2. prstce radikálně stoupá riziko rozvoje sekundárně vzniklé problematiky – hallux valgus (Kubeš, 2005). Další prsty již sebou toto riziko nenesou, proto po jejich odnětí postačuje pacientovi k zachování „stávající“ kvality života protetická výplň boty.

1.5.2 Transmetatarzální amputace

U tohoto operačního výkonu vede linie resekce nad hlavičkami metatarzů a skelet přednoží zůstává zachován. Rozsah funkčního postižení, jež se projevuje

zhoršením bipedální lokomoce, zvětšuje proximální posouvání linie amputace.

1.5.3 Amputace dle Lisfranca

Tento operační postup není oblíben kvůli narušení podélné klenby nohy vedoucí k zvýšenému riziku rozvoje ekvinozity (Kubeš, 2005) Jak už název napovídá linie amputace je vedena v Lisfankově kloubu (tzn. tarzometarzální skloubení). Protože jednou z podmínek stability jedince je velikost opěrné báze a opěrné plochy, dochází k narušení stability, neboť redukcí délky chodidla se snižuje jak plocha opěrné plochy tak i báze (Kolář, 2009). Ve své podstatě se jedná o čistou exartikulaci ve výše zmiňovaném kloubu.

1.5.4 Amputace dle Choparta

I v tomto případě hovoříme o exartikulaci, tentokráte v Chopartově kloubu (tj. kalkaneokuboidním a talonavikulárním skloubení). Opět i zde dochází ke zvýšení rizika ekvinozity, kvůli zásahu narušujícímu klenbu nohy, proto není ortopedy vyhledávána. Určitou renesanci představuje její moderní modifikace, která odstraňuje tyto nevýhody a spočívá ve snesení kostních prominencí, reinzerci extenzorů, modifikaci kožního laloku a prolongaci Achillovy šlachy (Kubeš, 2005).

1.5.5 Amputace dle Pirogova

Tímto zákrokem se řeší nutnost amputovat většinu části nohy, ponechává se pouze dorzální část patní kosti (tři čtvrtiny) s inzerující se Achillovou šlachou. Tento zbytek chodidla posléze rotuje o 90 stupňů do vertikálního postavení a je fixován K-dráty. Tímto vzniká tzv. nášlapný pahýl (Sosna, 2001). Právě kvůli následné fixaci a technické náročnosti výkonu, nebývá tento zákrok ortopedy vyhledáván příliš často.

1.5.6 Amputace dle Boyda

Prakticky se jedná o modernější řešení amputace dle Pirogova, kde calcaneus zůstává ve svém základním postavení. V dnešní medicíně není tento zákrok opět příliš často používán, právě kvůli nutnosti následné relativně dlouhodobé fixaci (Kubeš, 2005).

1.5.7 Symeho amputace

Tento resekční výkon v oblasti hlezna vytváří dobrý nášlapný pahýl a zároveň ponechává prostor pro kloub protetické náhrady. Linie amputace vede těsně nad talokrurálním skloubením a dlouhý dorzální kožní lalok je následně přetažen dopředu (Sosna, 2001). Tibie i fibula musí být resekovány kolmo k rovině nášlapu, občas bývá nutná i remodelace zbytků obou maleolů. Tento typ amputace umožňuje s v hodnou protézou asi nejlepší lokomoci jedince s úrovní amputace v distální části bérce a níže.

1.5.8 Bércová amputace

Co se týče vaskulárních indikací, figurují bércové amputace na prvním místě, co do počtu výkonů s následnou velmi dobru prognózou (pro zhojení a dobrou lokomoci) daných pacientů. Při amputaci v bérci je bezpodmínečně nutné resekovat fibulu vždy proximálněji než tibii a srazit přední hranu tibie v místě resekce. V tomto postavení dochází ke správnému zformování pahýlu a zároveň je prevencí kožních otlaků o tyto kostní prominence (Kubeš, 2005). Při tomto výkonu nesmí být bércový pahýl příliš krátký kvůli sklonu k flekčním kontrakturám a krátkému rameni páky na ovládání protézy. V případě vaskulární indikace využívají operatéři hlavně zadní anebo laterální a mediální kožní lalok, díky jejich lepší vaskularizaci, jež je právě u těchto tipů postižení žádoucí.

1.5.9 Exartikulace v kolenním kloubu

Exartikulace v kolenním kloubu poskytuje jedincům řadu výhod díky kvalitnímu zátěžovému pahýlu a relativně dlouhé páce, kterou používají při lokomoci. Kvalitní pahýl zajišťuje dobrou fixaci stehenní objímky protézy, dále pak usnadňuje sezení i vertikalizaci a napomáhá k udržení stability jedince. Další nespornou výhodu spatřujeme v zachování dlouhé páky stehenním svalům a tím i plné využití švihové fáze chůze. Tato resekce se vyskytuje v mnoha modifikacích, od ponechání intaktní chrupavky femuru a ligamentum patellae, jež je sešito s pahýlem zadního zkříženého vazu, až po resekci kondylů v transverzální rovině s pevnou fixací patelly k resekční linii (Kubeš, 2005).

1.5.10 Femorální amputace

U těchto amputací jsou hojně využívány myodézy adduktorů přes vrchol kostního pahýlu laterálně. Svalové skupiny flexorů se zase sešívají přes vrchol pahýlu myoplasticky s extenzory. Tento postup není využíván u amputací z vaskulární indikace, neboť tenzní myoplastika často utlačuje cévy a tím pádem v tomto případě nežádoucím způsobem ovlivňuje cirkulační poměry v dané tkáni.

U femorálních amputací máme 3 modifikace výkonu. První z nich je Callanderova amputace. Jedná se o resekci těsně nad oběma kondyly femuru, kdy zbývající pahýl kryjeme fibrotickým lůžkem exstirpované patelly (Brozmanová, 1990). U druhé modifikace dle Grittiho se nemění resekční linie, avšak dorzální polovinu patelly zde fixujeme ke kostnímu pahýlu. Poslední třetí modifikací získáme 3 typy pahýlů dle výšky amputace femuru (krátký stehenní pahýl – proximální třetina femuru, střední stehenní pahýl – střední třetina femuru, dlouhý – distální třetina femuru). V případě velmi krátkého pahýlu (do úrovně malého trochanteru) používáme v následném protetickém vybavení analogii pomůcek jako při exartikulaci v kyčelním kloubu.

1.5.11 Exartikulace v kyčelním kloubu

Podstatou tohoto zákroku je vyjmutí femuru přímo z acetabula a odstranění femuru společně se všemi stehenními svaly. Vše se uzpůsobuje k tomu, aby se hlavním nosným bodem, respektive místem opory protézy, stal sedací hrbol. Proto je snesena i chrupavka acetabula a následně je acetabulum společně se zevní plochou lopaty kyčelní kryto gluteálním lalokem (Way, 1998).

1.5.12 Hemipelvektomie

Hemipelvektomie představuje extrémně náročný resekční výkon, při kterém operatér odstraňuje celou dolní končetinu společně s přilehlou oblastí pánevních kostí, dále je provedena exartikulace v sakroilikálním skloubení a symfýze, jež je následně zakryta, stejně jako exartikulační výkon v kyčelním kloubu, gluteálním lalokem (Kubeš, 2005).

1.6 Syndrom diabetické nohy

Jakožto syndrom diabetické nohy označujeme postižení tkání dolních končetin od úrovně kotníku distálním směrem. Vytváří se zde povrchové i hluboké defekty, ischemická gangréna nebo flegmóna, postižení skeletu deformitami, osteomyelitidou či Charcotovou osteoartropatií (Češka, 2010). Syndromem diabetické nohy je postiženo 15–25 % diabetiků, gangréna vznikne asi u 4–10 % diabetiků a amputace části dolní končetiny je nutná u 0,5–1 % diabetiků (což je dle nejnovějších údajů cca 30krát více než u nediabetiků).

1.6.1 Etiopatogeneze

Jako hlavní etiopatogenetické faktory vzniku syndromu diabetické nohy označujeme ischémii končetiny (angiopatie), neuropatii, snížení kloubní pohyblivosti (cheiroartropatie) a působení tlaku na plosku nohy.

Angiopatie je vaskulární postižení, které se u diabetiků odehrává na dvou úrovních: mikroangiopatie a makroangiopatie. Mikroangiopatie představuje ovlivnění endotelu, řadou metabolických procesů, vedoucím ke vzniku endotelové dysfunkce a zároveň trvalá hyperglykemie vede k přestavbě morfologie cévní stěny. Oba tyto mechanismy zhoršují regionální perfúzi postižených tkání. Makroangiopatické postižení jedinců s diabetem je reprezentováno aterosklerotickým postižením velkých (muskulárních a elastických) tepen. Ateroskleróza jako taková je u tohoto metabolického onemocnění akcelerována všemi složkami metabolického syndromu (dyslipidémie, hypertenze, inzulínová rezistence, hyperglykémie, glykace částic LDL-cholesterolu (low density lipoproteins) a kolagenu, hyperkoagulační stav a dysfunkce endotelu)).

Diabetická neuropatie představuje nezánětlivé postižení nervového systému způsobené metabolickými faktory (porucha metabolismu polyolů, glykace nervových proteinů a lipidů etc.) a mikroangiopatickými vlivy (postižení vasa vasorum, vyživující nervy). Dle typu postižení dělíme neuropatii na senzitivní, projevující se poruchami vnímání teploty, dotyku, tlaku, bolesti, vibrací a řada autorů též uvádí i poruchy propriocepce, motorické, jež se prezentují od svalových atrofií až po flekční deformity prstů (což vše vede ke zvýšenému tlaku na hlavičky metatarzů při stoji). Třetím typem neuropatie označujeme autonomní (vegetativní) neuropatii, jež se projevuje hlavně snížením pocení až anhydrózou. Suchá kůže je tak náchylnější k poraněním, infekcím

a tvorbě hyperkeratóz. Ztrátou optimálního tonu sympatických nervových vláken malých cév dochází ke snížení periferní cévní rezistence a otevírání arteriovenózních zkratů, čímž klesá průtok nutritivními kapilárami, což vede k hypoxii tkáně (Alberti, 1997).

Cheiroartropatie postihuje kloubní rozsah pohybu v kotníku v negativním slova smyslu. Dle pramenů trpí cheiroartropatií až 30 % diabetiků (Piťhová, 2007). Podstatou vzniku snížení rozsahu pohybu je glykace kolagenu, jež vede k zesílení kůže, její rigiditě i rigiditě kloubních pouzder. V důsledku tohoto jevu nedochází k optimální centraci takto postižených kloubů a tím pádem ke zvýšenému tlaku na přetížené segmenty planty, které reagují hyperkeratózou s následnými ulceracemi.

Jako poslední etiopatogenetický faktor uvádíme působení tlaku na plantu. Jak již bylo výše popsáno cheiroartropatie, motorická a vegetativní neuropatie jsou hlavními původci zvýšeného tlaku na plantu. Empiricky byl zjištěn pozoruhodný fakt, že věk ani nadváha nemají statisticky signifikantní vliv na zvýšení plantárního tlaku.

1.6.2 Klinický obraz

Dle převažujícího postižení dělíme syndrom diabetické nohy na nohu neuropatickou, angiopatickou a neuroischemickou (smíšenou).

Pro neuropatický defekt svědčí klinické příznaky neuropatie: noha je teplá, růžová, má dobře hmatné periferní pulsace. Ulcerace má danou lokalizaci nejčastěji v místě největšího tlaku (tj. bříško palce, oblast hlaviček metatarzů a na patě), defekty bývají nebolestivé a téměř vždy jsou přítomny hyperkeratózy. V anamnéze často nalézáme i přítomnost dalších mikroangiopatických komplikací diabetu (Piťhová, 2007).

U ischemické nohy nacházíme nohu chladnou, lividní, periferní pulsace nebývají hmatné, někdy nalézáme šelesty nad tepnami anebo klaudikační obtíže. Ulcerace bývají většinou velmi bolestivé a bývají lokalizovány akrálně (tj. na špičce prstů, v meziprstí, na patě a na okraji nohy). V anamnéze často nalezneme hypertenzi, dyslipidémii, kuřáctví (Piťhová, 2007).

Neuroischemické postižení je kombinací obou výše popsaných (Piťhová, 2007).

Podle stupně postižení klasifikujeme syndrom diabetické nohy podle Wagnera a Meggitta do 5 stupňů (Gries, 2003):

Stupeň 0 označuje neporušený kožní kryt, ale současně je zvýšené riziko ulcerací při přítomnosti neuropatie, ischémie, kloubních deformit, hyperkeratóz. Patří sem i stavy po předchozích ulceracích a amputacích.

Stupeň 1 zahrnuje povrchové ulcerace v dermis.

Stupeň 2 zahrnuje hlubší ulcerace zasahující do subkutánní tkáně, ale dosud bez postižení kosti.

Stupeň 3 označuje hlubokou ulceraci, flegmónu, absces, osteomyelitidu. Udává se, že až 66 % hlubších diabetických ulcerací bývá spojeno s přítomností osteomyelitidy, která představuje velmi závažnou komplikaci

Stupeň 4 označuje lokalizovanou gangrénu, např. na prstech, na patě.

Stupeň 5 představuje gangrénu celé nohy

1.6.3 Diagnostika

Diagnostika se opírá o anamnézu, typický klinický nález a fyzikální vyšetření (pulzace, čití etc.), dále pak o zobrazovací metody (duplexní ultrasonografie arterií, RTG skeletu, arteriografie, etc.), laboratorní obraz (markery zánětu – CRP, prokalcitonin, sedimentace, hladina leukocytů), mikrobiologická vyšetření (kultivace stěrů z ran), elektromyografie, scintigrafie skeletu (průkaz zánětlivého postižení kostí) atd.

1.6.4 Terapie

Terapie tohoto syndromu je dosti namáhavá, největší důraz je zde kladen na kompenzaci diabetu, prevenci vzniku otlaků a vůbec postižení tkáně dolních končetin. Následná terapie v sobě zahrnuje od dietních a režimových opatření přes farmakoterapii, fyzikální terapii a vaskulární výkony až po chirurgická řešení, za jejichž „vrchol“ můžeme označit amputace.

2. CÍLE A HYPOTÉZY

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo prokázat rozdílnou energetickou náročnost jízdy na invalidním vozíku a chůze s dvoubodovou oporou, u amputovaných jedinců, při rychlosti pohybu volenou samotnými testovanými probandy (self-selected comfortable speed). Většina nám dostupných prací zabývající se tématikou energetické náročnosti pohybu se zaměřuje, u amputovaných, na chůzi s protézou. Naše výsledky bychom rádi proto porovnali s výsledky dostupnými v zahraniční literatuře a mohli tím vyslovit závěr, který druh lokomoce by měl být pro dané jedince energeticky nejméně náročný.

Naší výchozí hypotézou je jednoduchý fakt, očekáváme, že energetická náročnost jízdy na vozíku by měla být nižší než při chůzi s dvoubodovou oporou. Další hypotézou je tvrzení, že v naší testované kohortě budou výsledky energetické náročnosti pohybu vyšší než v ostatních obdobných studiích, neboť většina těchto prací testovala buď hendikepované sportovce či mladé jedince.

3. METODIKA MĚŘENÍ:

Námi zkoumanou kohortu tvořilo 11 pacientů s lokomočním hendikepem ve formě amputace části dolní končetiny z vaskulární indikace (bližší specifikace stran anamnestických dat bude zmíněna později). Každý jedinec byl instruován, aby po dobu 4 minut vykonával pohyb na ortopedickém vozíku po chodbě rychlostí jakou sám uzná za vhodnou k tomu, aby mohl jet po dobu celých 4 minut přibližně konstantní rychlostí (self-selected comfortable speed). U 3 testovaných probandů jsme měřili i výkony při chůzi s dvoubodovou oporou. Všichni 3 tito testovaní pacienti byli instruováni tak, aby se pohybovali rychlostí, při které budou pociťovat přibližně stejnou zátěž jako při lokomoci na invalidním vozíku. Při pohybu, ať už na ortopedickém vozíku či o francouzských holích, byla námi monitorována srdeční frekvence a ventilační parametry, které budou uvedeny a diskutovány níže v textu.

Ventilační parametry, výkon a celková vykonaná práce byly měřeny pomocí přístroje METAMAX od firmy Cortex. Monitorace srdeční tepové frekvence v průběhu, před a po lokomoci byla prováděna pomocí přístroje Polar RS100 s hrudním pásem T31C.

Obrázek 2: Metamax cortex 3B (Shiki, 2008)

Přístroj METAMAX CORTEX 3B (obrázek 2) je analyzátorem exspiračních plynů, který kromě jejich analýzy dále sám vypočítává práci. Jednotlivé fyzikální veličiny, jež přístroj hodnotí, jsou uvedeny v podkapitole 4.2 datové výstupy. K úplnosti je třeba ještě zmínit existenci určitých standardů BTPS (body temperature and pressure satured with water vapour) a STPD (standard temperature and pressure, dry). Tyto standardy objektivizují podmínky daného okolí proto, aby mohli být porovnávány,

i v případě rozdílných podmínek. Přístroj METAMAX CORTEX 3B tyto podmínky kalibroval automaticky.

Jediná hodnota, kromě srdeční tepové frekvence, kterou přístroj nevypočítává automaticky je výkon (P). Ten lze ovšem z celkové práce vypočítat jednoduchým vztahem mezi prací (W), výkonem (P) a časem (t), který definuje výkon, jako veličinu přímo úměrnou vykonané práci a nepřímo úměrnou době potřebné k této práci ($P = W / t$ watt).

4. VÝSLEDKY

4.1 Charakteristika testované skupiny

V naší kohortě se věk probandů pohyboval od 46 do 92 let, průměrný věk 70,3 (směrodatná odchylka ± 11,9). Jak již bylo výše zmíněno lokomoční hendikep, zde byl zastoupen v podobě amputace části dolní končetiny z vaskulární indikace. Z tabulky (tabulka 2), uvedené pod tímto textem je patrné zastoupení jednotlivých typů amputací v testované skupině.

úroveň amputace	počet jedinců
stehenní	3
v bérci	4
transmetatarsální	3
exartikulace v Chopartově kloubu	1

Tabulka 2: Kvantitativní zastoupení jednotlivých typů amputací

Dle klasifikace funkčních schopností a aktivity pacienta pro indikaci protéz (Kálal, 2009) se v naší kohortě jednalo o skupiny 1 a 2.

- stupeň 1 - Nechodící pacient

Pacient je odkázaný na používání vozíku pro tělesně postižené. S protézou se postaví, ale bez pomoci druhé osoby není schopný chůze, s pevnou oporou je schopný krátkých přesunů (Kálal, 2009). Terapeutickým cílem je dosažení kosmetického vzhledu uživatele a umožnění pohybu na vozíku.

- stupeň 2 - Interiérový typ uživatele

Pacient se pohybuje v interiéru, je schopný lokomoce na rovném povrchu při pomalé konstantní rychlosti chůze. Běžně přejde 30 – 50 m (Kálal, 2009). Cílem je zabezpečení stoje v protéze a využití protézy pro chůzi v interiéru.

- stupeň 3- Omezený exteriérový typ uživatele

Pacient se pohybuje bez problémů po místnosti, zvládá chůzi po nerovném povrchu při konstantní rychlosti chůze, je schopný i chůze po schodech. Běžně přejde 51 – 100 metrů (Kálal, 2009). Terapeutickým cílem je využití protézy pro chůzi v interiéru a omezeně v exteriéru.

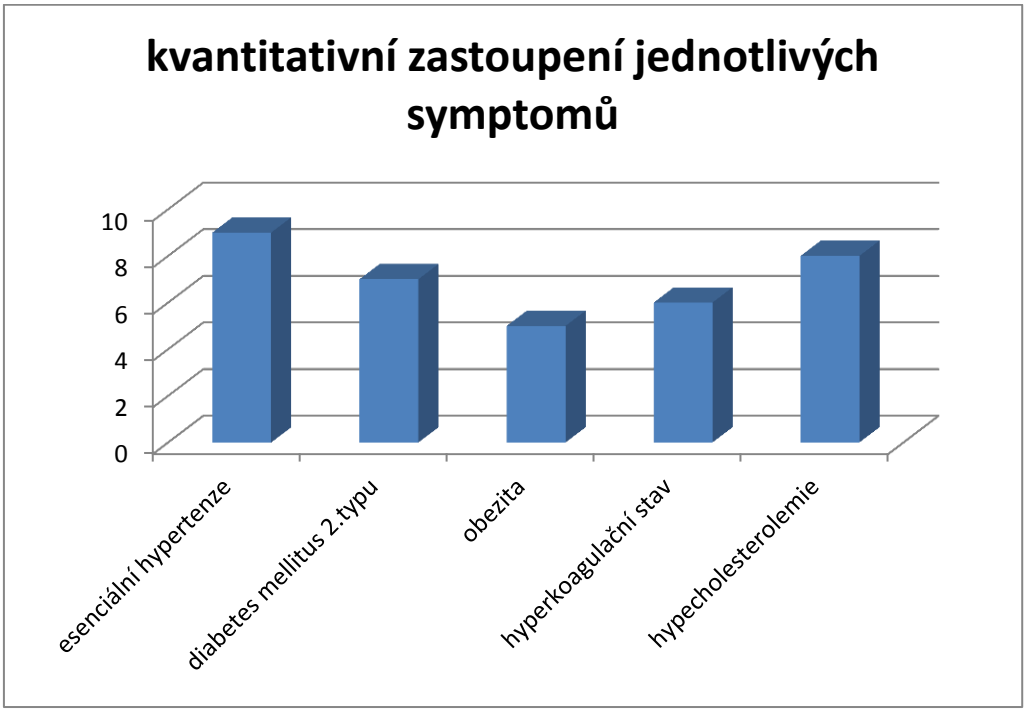
- stupeň 4 - Nelimitovaný exteriérový typ uživatele

Pacient se neomezeně pohybuje v exteriéru, překonává většinu překážek. Je schopný provozovat pracovní a rekreační pohybové aktivity při rovnoměrné rychlosti chůze. Běžně přejde 101 – 200 m (Kálal, 2009). Terapeutický cíl je využít protézu pro chůzi téměř bez omezení.

- stupeň 5 - Typ uživatele s vysokou aktivitou

Pacient zvládá chůzi přes různé překážky a v náročnějších terénech. Je schopný chůze s měnící se rychlostí a také krátkého běhu (Kálal, 2009). Jedná se o uživatele s požadavkem na vysoké rázové a mechanické zatížení protézy.

Co se týče vaskulární indikace, jednalo se v etiopatogenezi u všech jedinců o akcelerovanou aterosklerózu buď metabolickou cestou (diabetes mellitus 2. typu), čistě „mechanickou cestou“ (hypertenze esenciální) anebo kombinací obou těchto etiologických faktorů. Většina jedinců také trpěla minimálně jedním ze symptomů metabolického syndromu (obezita, hypertenze, inzulinorezistence, hypercholesterolémie, hyperkoagulační stav). V grafu (obrázek 3) je uveden absolutní počet jednotlivých symptomů.



Obrázek 3: Kvantitativní zastoupení symptomů

4.2 Charakteristika hodnocených parametrů

Pro přehlednost výsledků, které budou ve formě grafů uvedeny na následujících stránkách, uvádíme vysvětlivky k jednotlivým fyzikálním veličinám.

VO2 [l/min] – spotřeba kyslíku uvedená v litrech za minutu (množství kyslíku předané tkáním za časovou jednotku je ukazatelem aerometabolické schopnosti organizmu a výkonosti transportního systému)

VCO2 [l/min] – objem vydechovaného oxidu uhličitého v litrech za minutu

RER - poměr respirační výměny VCO2 / VO2 (používá se jako metoda neinvazivního stanovení anaerobního prahu)

VE [l/min] – minutová ventilace uváděná v litrech za minutu (přímo uměrná součinu dechového objemu a dechové frekvence)

HR [1/ min] – srdeční tepová frekvence

BF [1/min] – dechová frekvence

VT [l] – dechový objem

VO2 peak [l/min] – maximální dosažená VO2 našimi probandy (důležitý funkční ukazatel zátěžového vyšetření - představuje kapacitu transportního systému)

4.3 Výsledky probandů

Proband č. 1 - K.C., byl testován jak na ortopedickém vozíku, tak při pohybu s dvoubodovou oporou

Anamnestická data: 46 – letý pacient s amputací pravé dolní končetiny ve stehně (65 kg, 180 cm)

OA: st.p. amputace stehenní vpravo pro gangrénu

FA: sine

Rychlost při jízdě na vozíku = 0,542 m/s

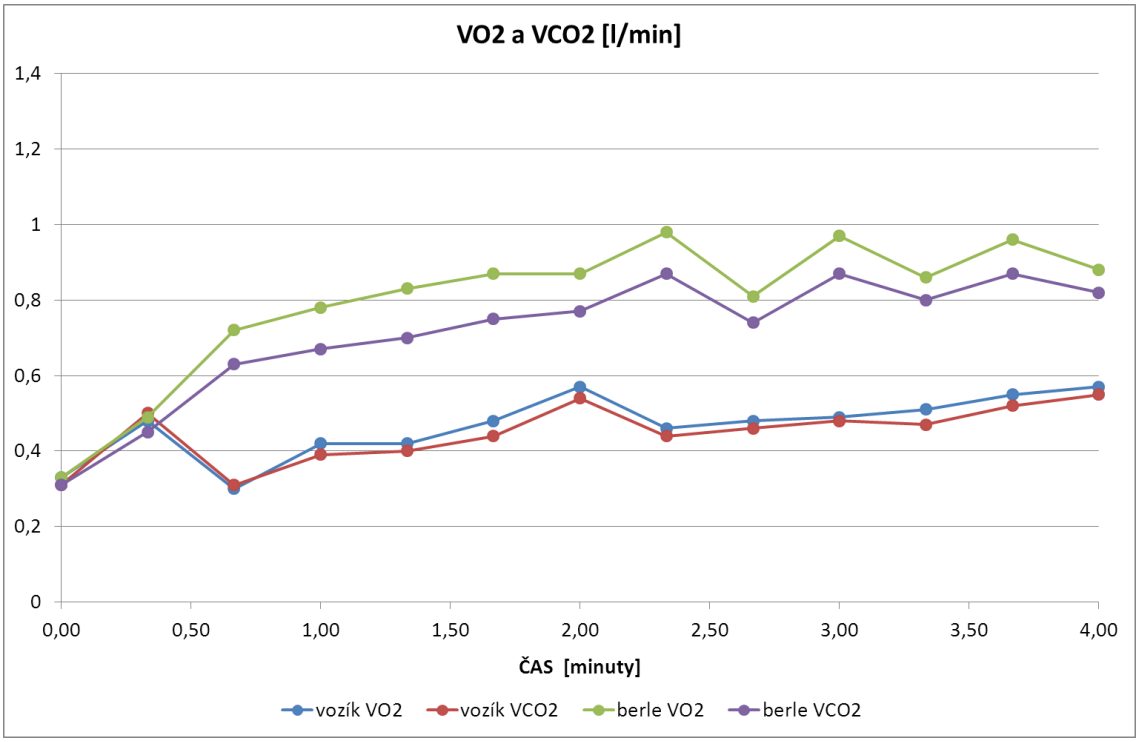
Rychlost při chůzi o berlích = 0,75 m/s

Celková práce (vozík) = 33,44 kJ

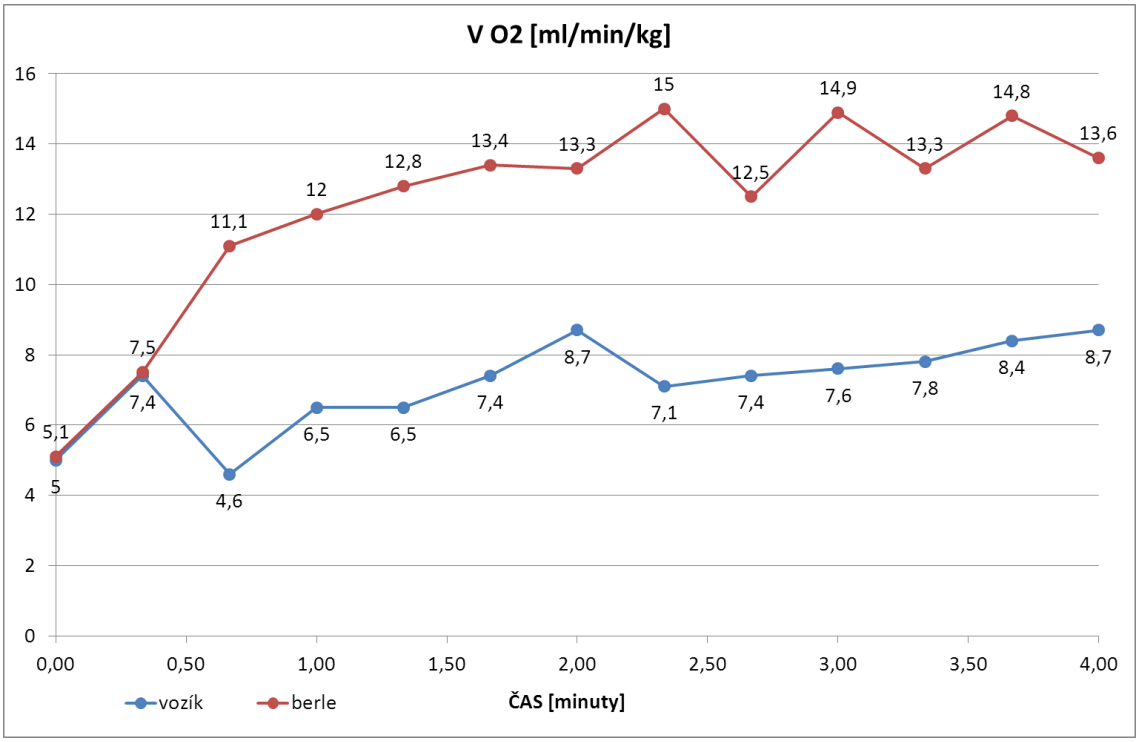
Celková práce (berle) = 73,57 kJ

Výkon (vozík) = 0,133 kW

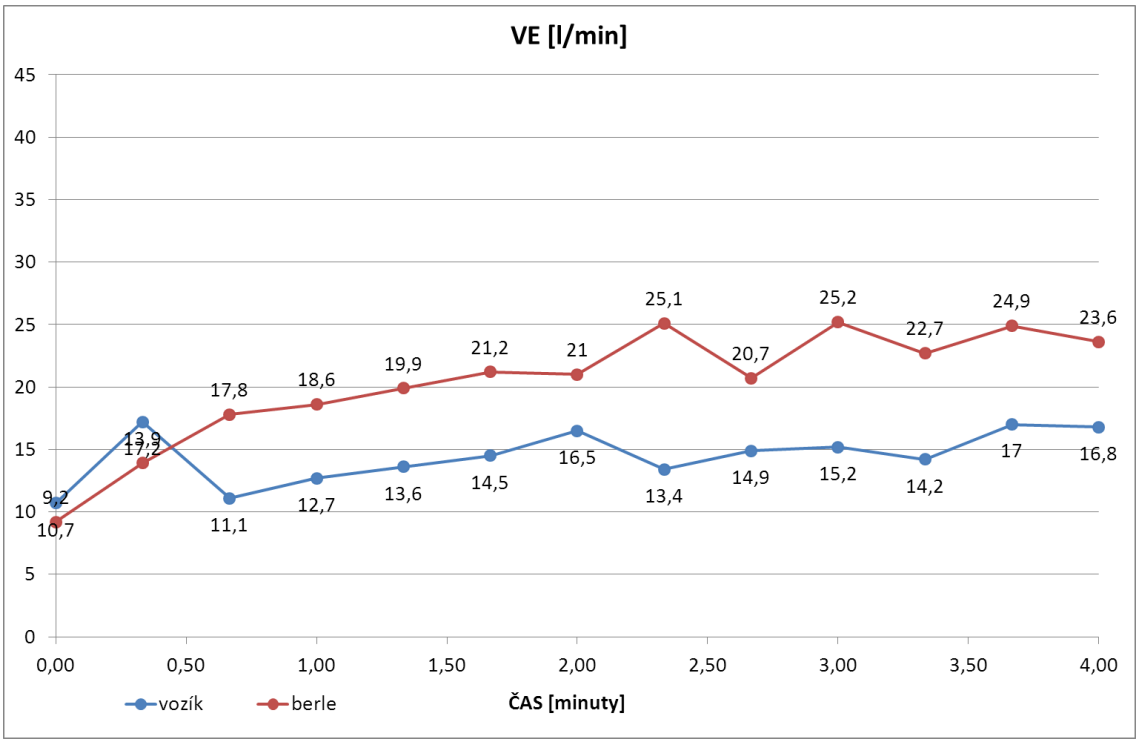
Výkon (berle) = 0,306 kW



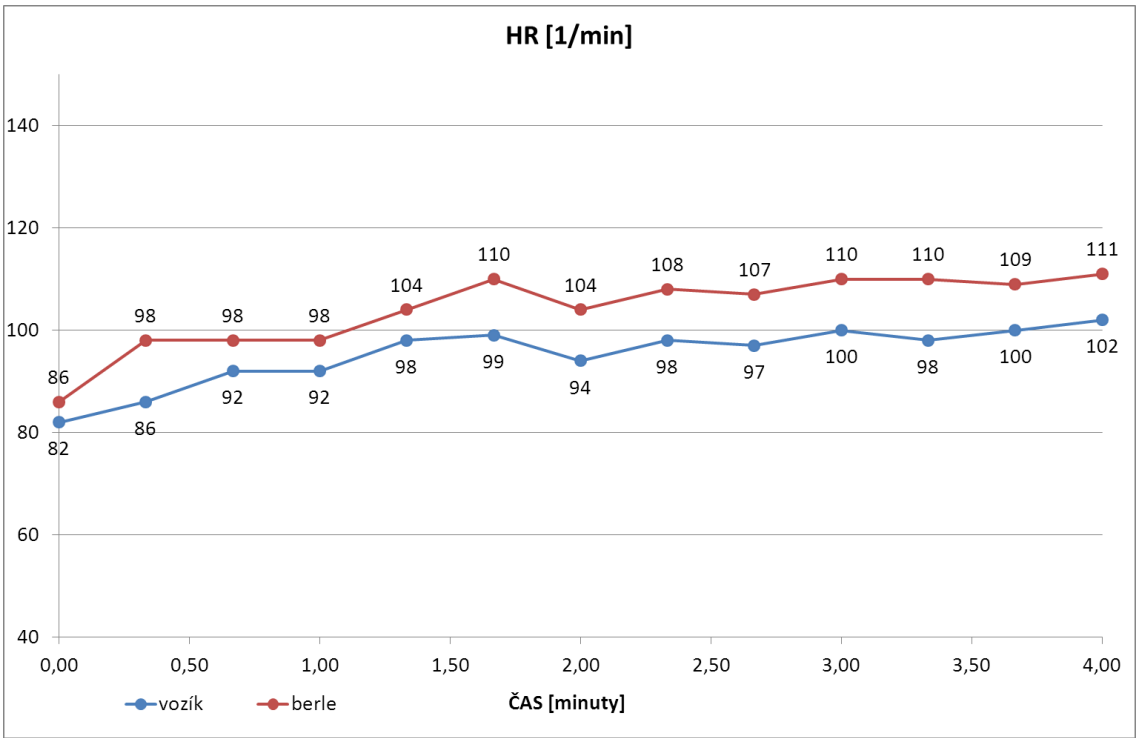
Obrázek 4: Z grafu lze vyčíst vyšší spotřebu kyslíku a vyšší objem vydechovaného CO2 při pohybu o berlích než při jízdě na vozíku



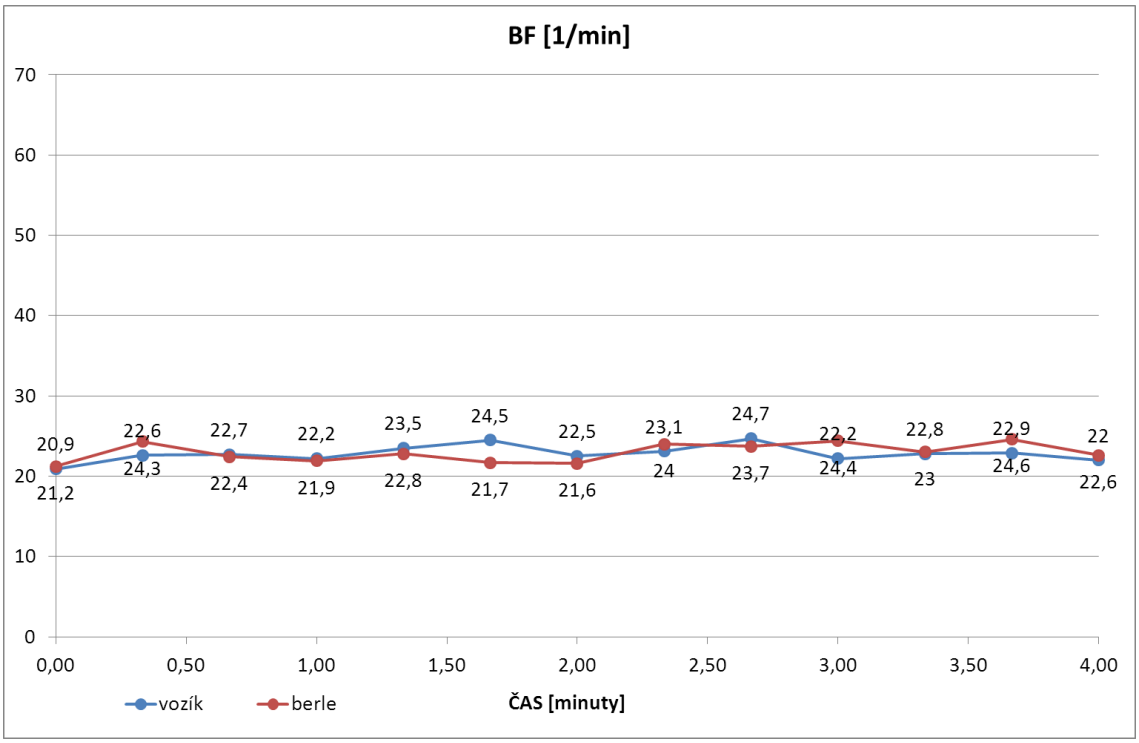
Obrázek 5: Je zde patrná vyšší minutová spotřeba kyslíku vztažená na 1 kg při lokomoci o francouzských holích



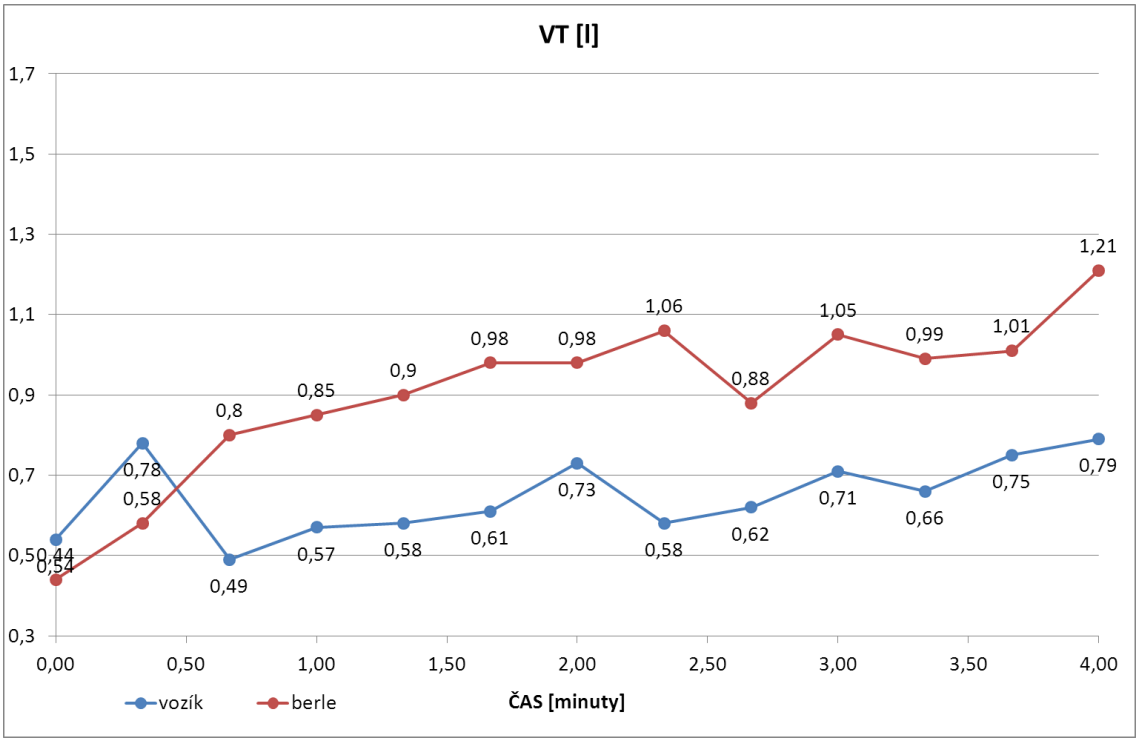
Obrázek 6: Graf závislosti minutové ventilace na čase jasně ukazuje nižší objem minutové ventilace při jízdě na vozíku



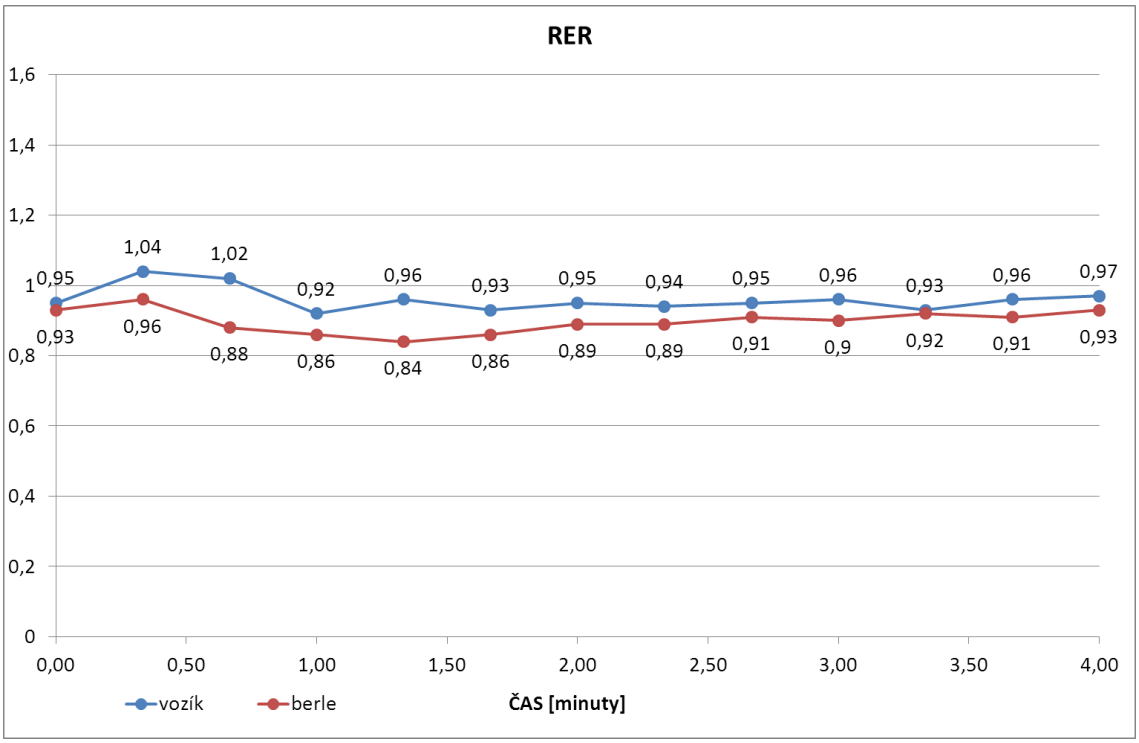
Obrázek 7: Při jízdě na invalidním vozíku dosahovala tepová frekvence nižších hodnot než za použití berlí, jakožto lokomočního pomůcky



Obrázek 8: Graf závislosti dechové frekvence na čase



Obrázek 9: Při jízdě na vozíku nedochází k tak velkému vzrůstu dechového objemu jako při chůzi s dvoubodovou oporou



Obrázek 10: Poměr respirační výměny VCO2 / VO2

Proband č. 2 - J.M., testován jak při jízdě na vozíku, tak při chůzi o berlích

Anamnestická data: 76 – letý polymorbidní pacient s levostrannou stehenní amputací (72 kg, 178 cm)

OA: esenciální arteriální hypertenze, diabetes mellitus 2.typu, chronická ischemická choroba srdeční (st.p. CABG 6x),

FA: antihypertenziva (diuretikum, ACE inhibitor), hypolipidemikum (statin), cytoprotektivní antiischemikum, frakciovaný nízkomolekulární heparin, standartní inzulinový režim

Rychlost při jízdě na vozíku = 0,292 m/s

Rychlost při chůzi o berlích = 0,188 m/s

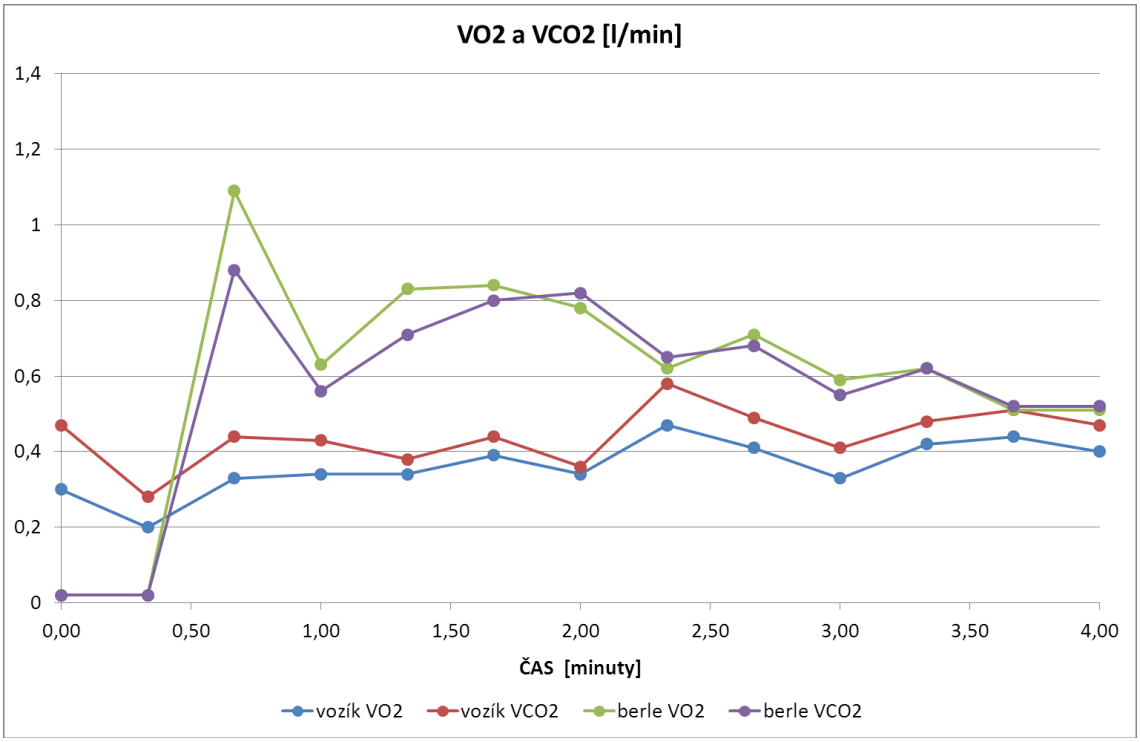
Celková práce (vozík) = 29,26 kJ

Celková práce (berle) = 51 kJ

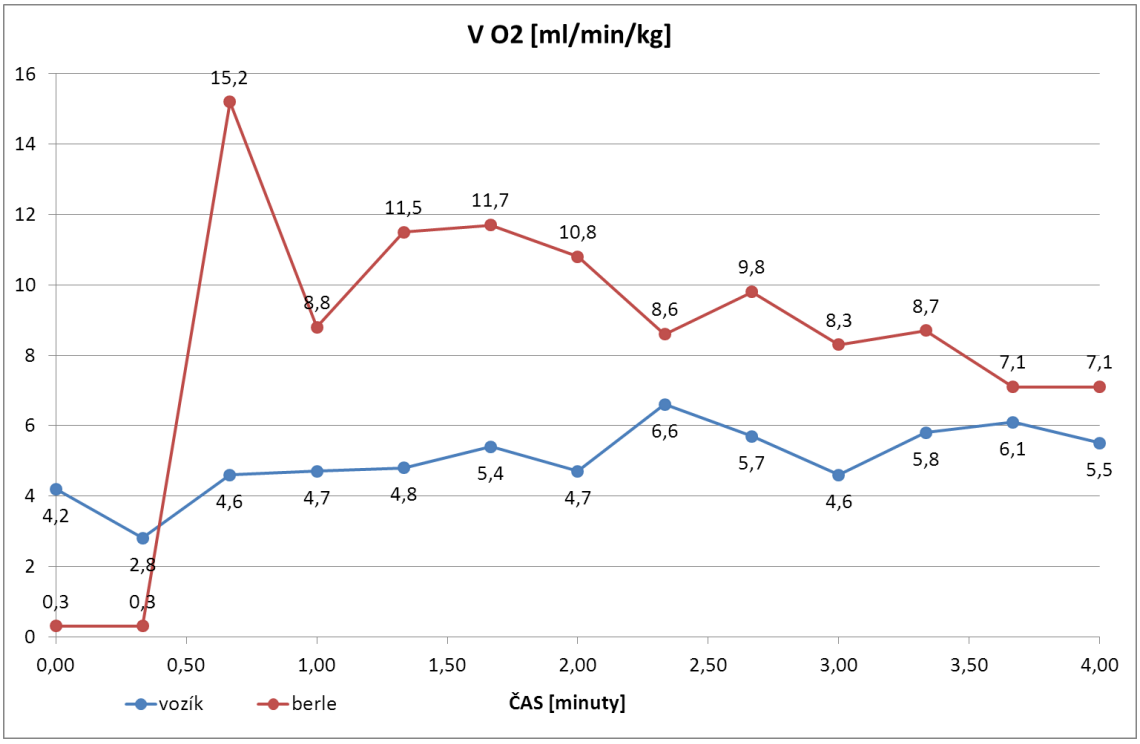
Výkon (vozík) = 0,122 kW

Výkon (berle) = 0,213 kW

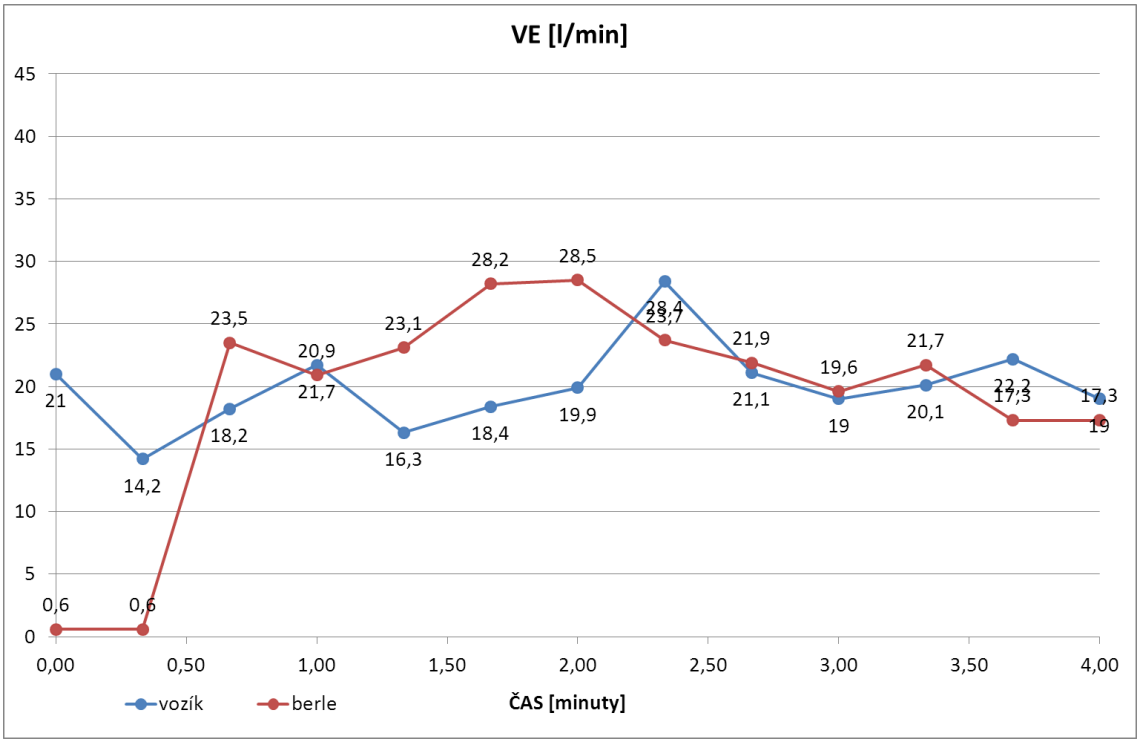
To, co bylo patrné u probanda č. 1 (vyšší energetické nároky na pohyb s dvoubodovou oporou), se vyskytuje i u dalších dvou testovaných jedinců. Proto zde vysvětlivky ke grafům neuvádíme.



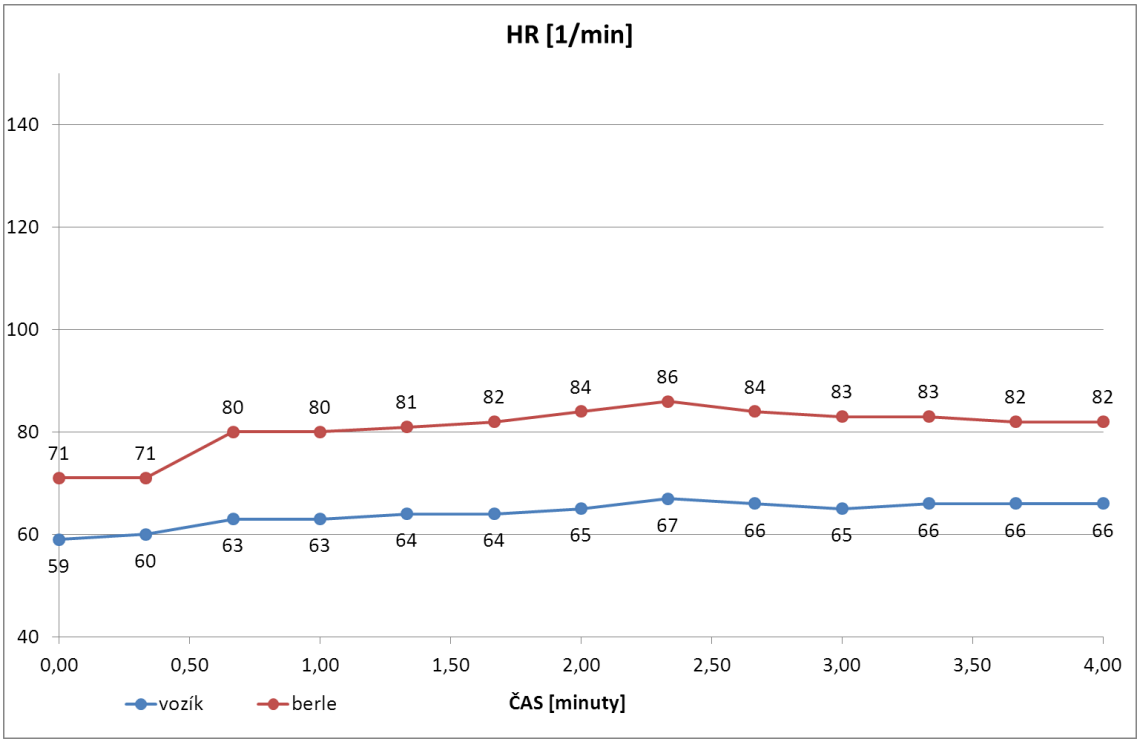
Obrázek 11: Spotřeba kyslíku a objem vydechovaného CO2



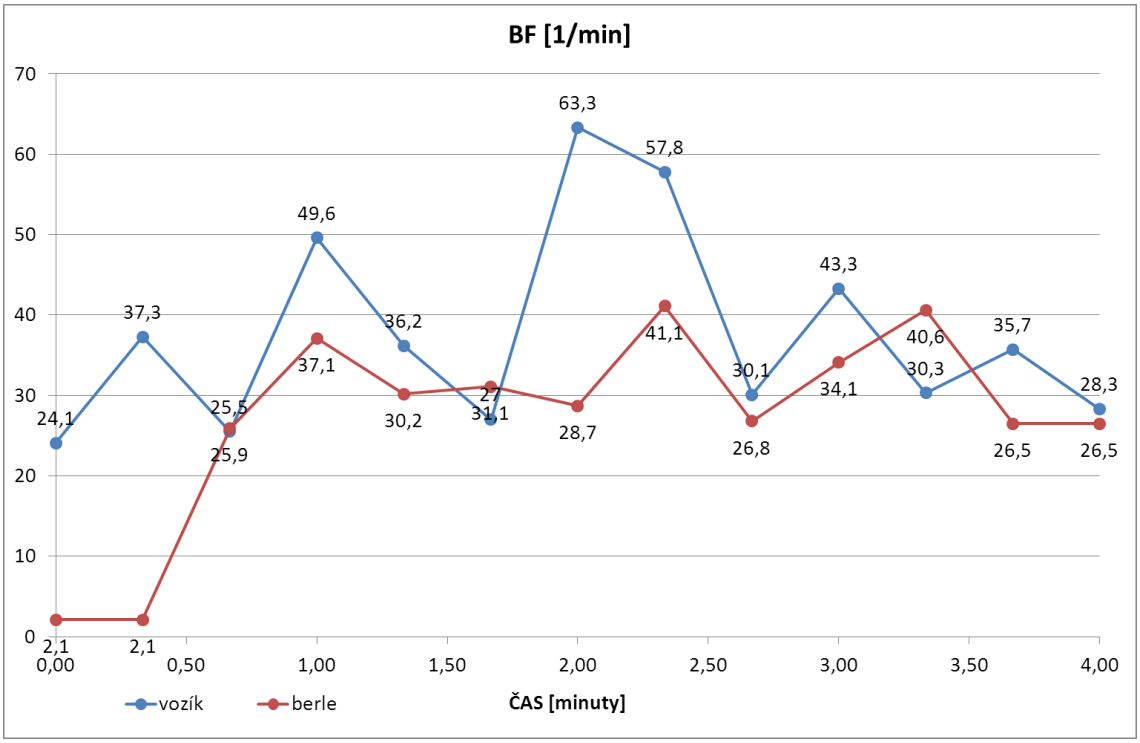
Obrázek 12: Minutová spotřeba kyslíku



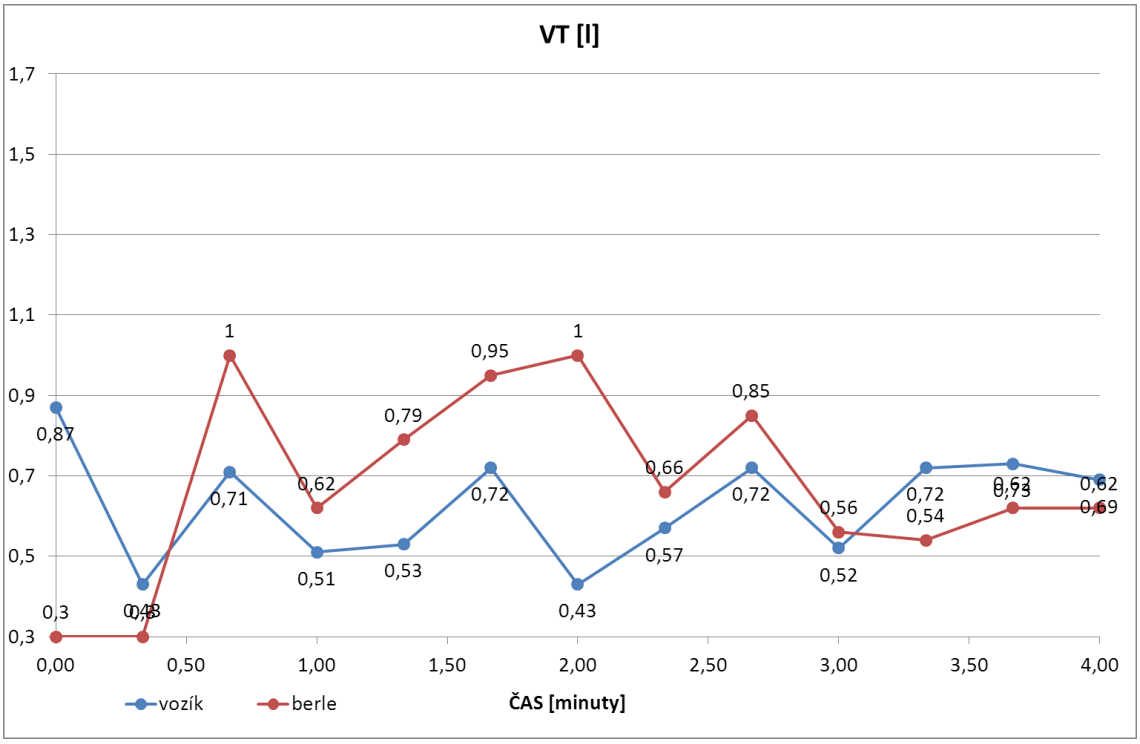
Obrázek 13: Minutová ventilace



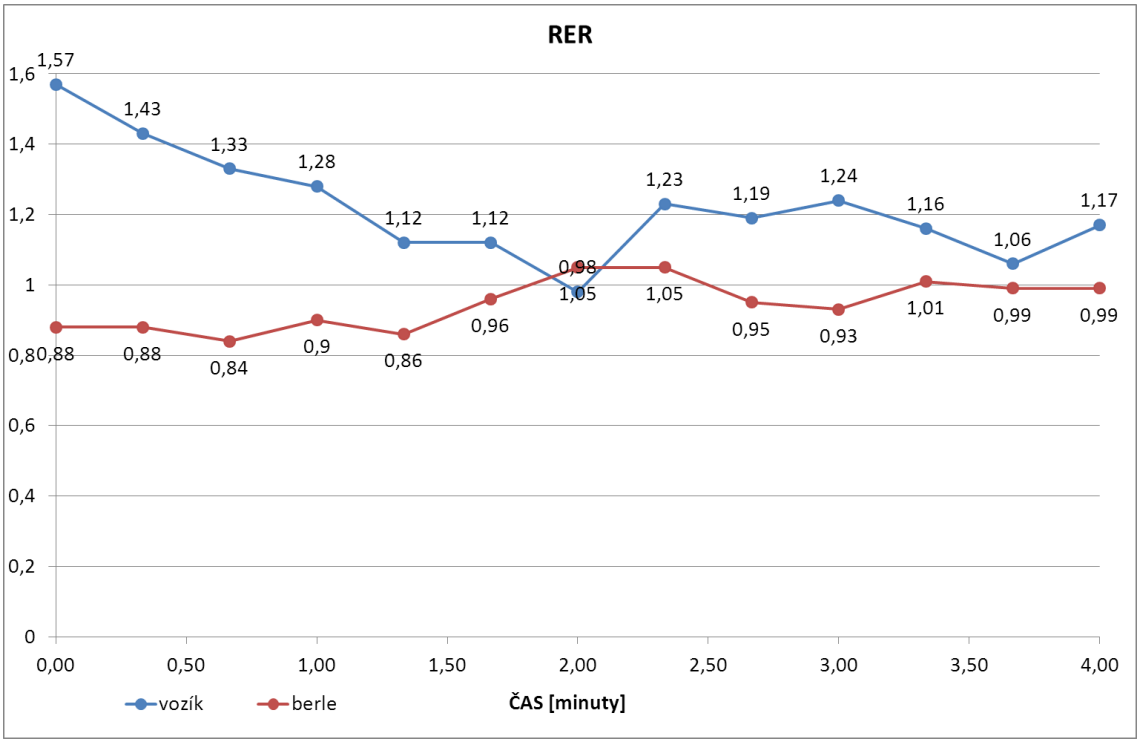
Obrázek 14: Tepová frekvence



Obrázek 15: Dechová frekvence v závislosti na čase



Obrázek 16: Dechový objem



Obrázek 17: Poměr respirační výměny VCO2/VO2

Proband č. 3 – F.T., testován při chůzi o berlích i při jízdě na vozíku

Anamnestická data: 63 – letý pacient s amputací všech prstů pravé dolní končetiny (89 kg, 171 cm)

OA: bezvýznamná

FA: sine

Rychlost při jízdě na vozíku = 0,583 m/s

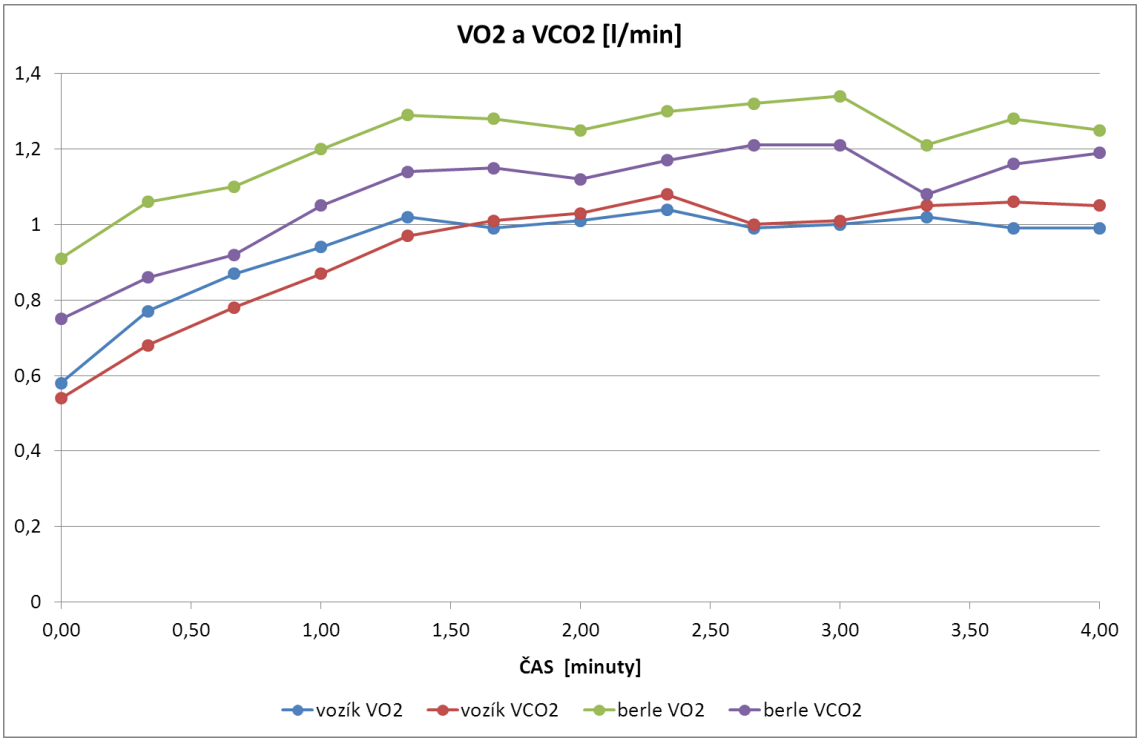
Rychlost při chůzi o berlích = 0, 625 m/s

Celková práce (vozík) = 78,58 kJ

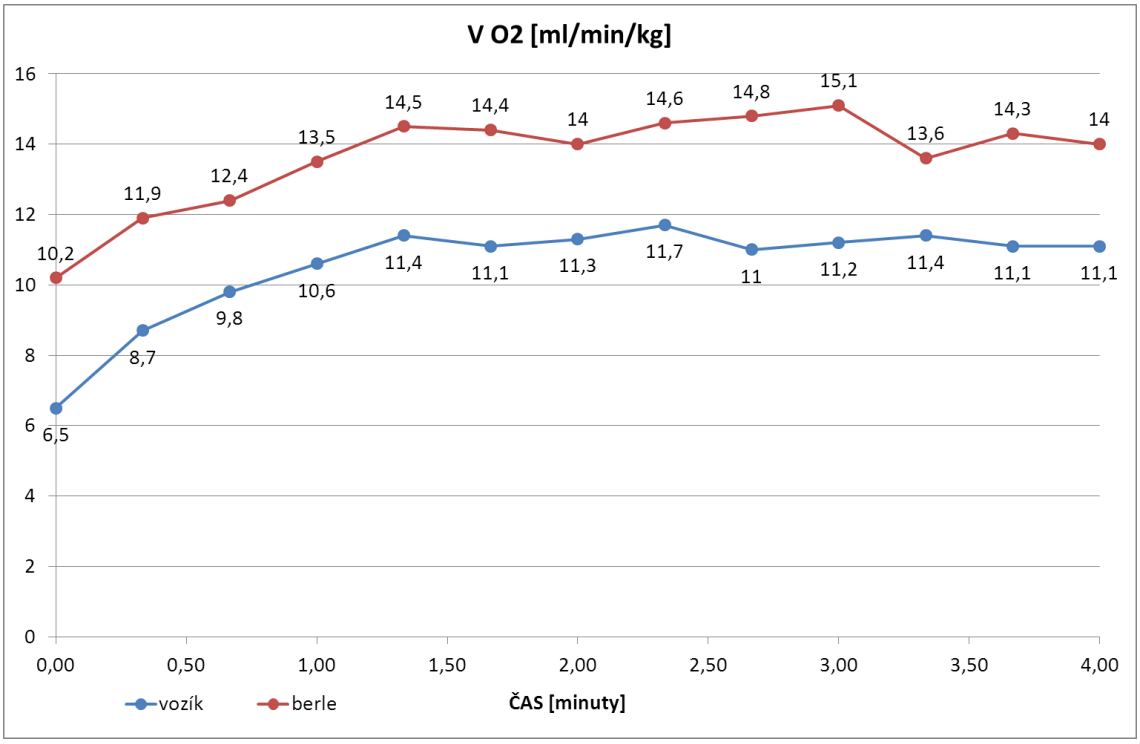
Celková práce (berle) = 96,14 kJ

Výkon (vozík) = 0,327 kW

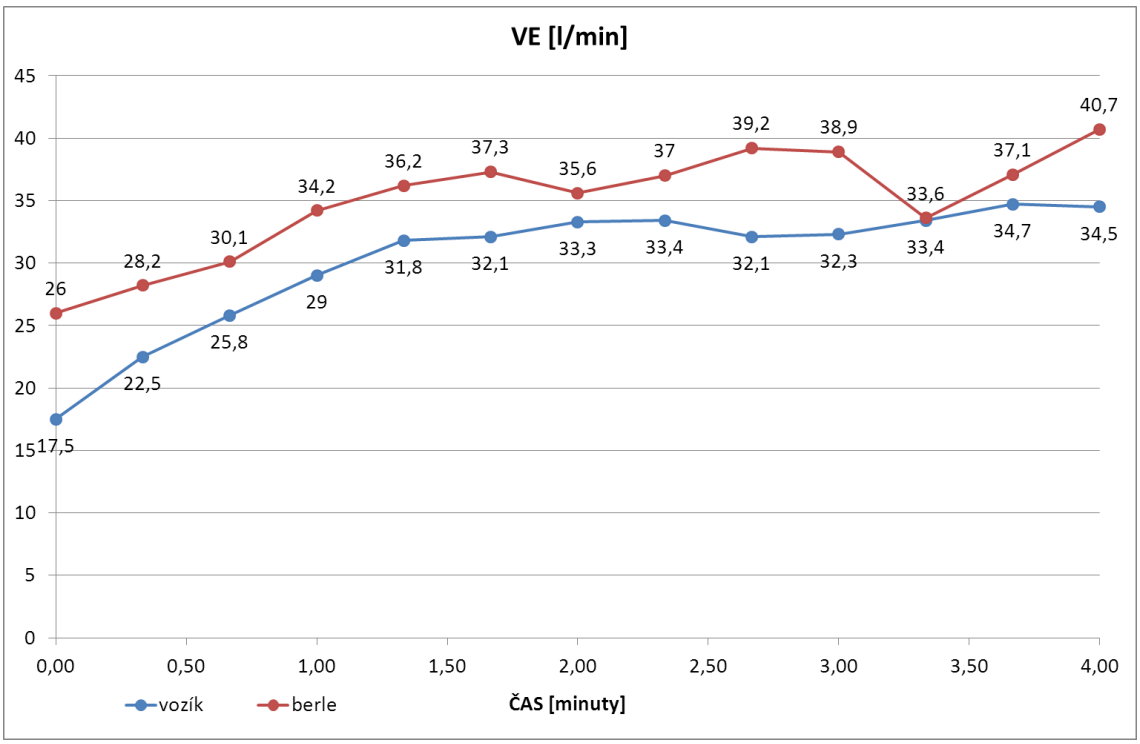
Výkon (berle) = 0,401 kW



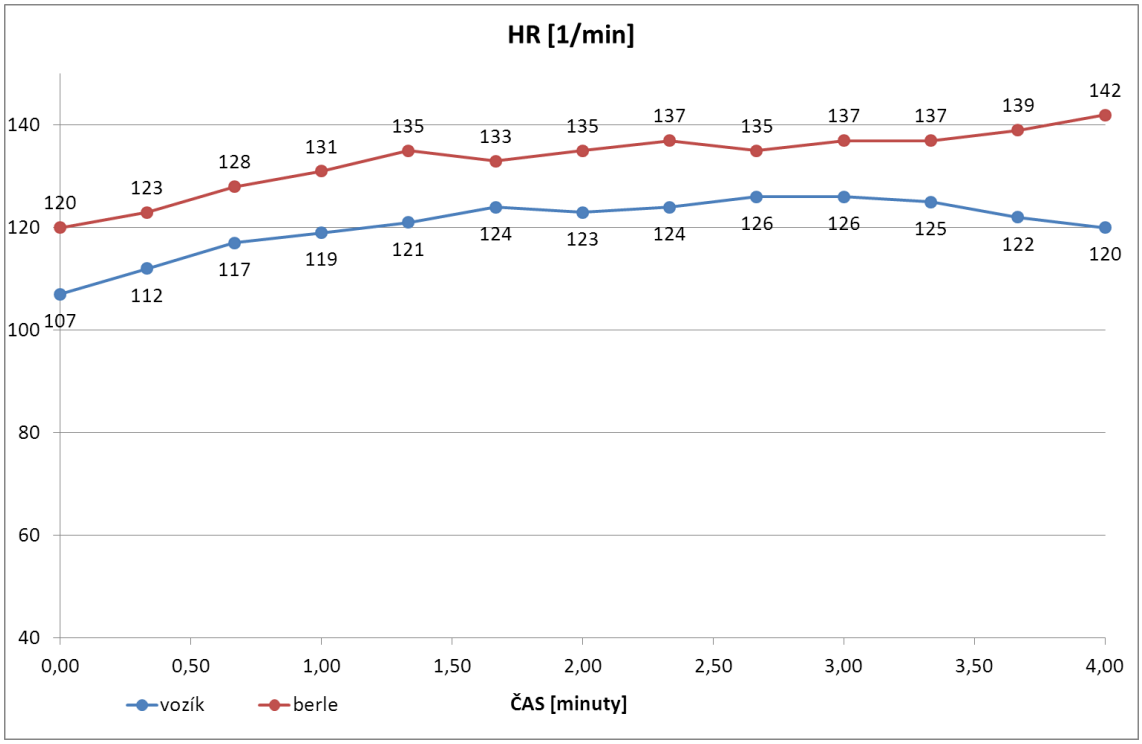
Obrázek 18: Spotřeba kyslíku a objem vydechovaného CO2



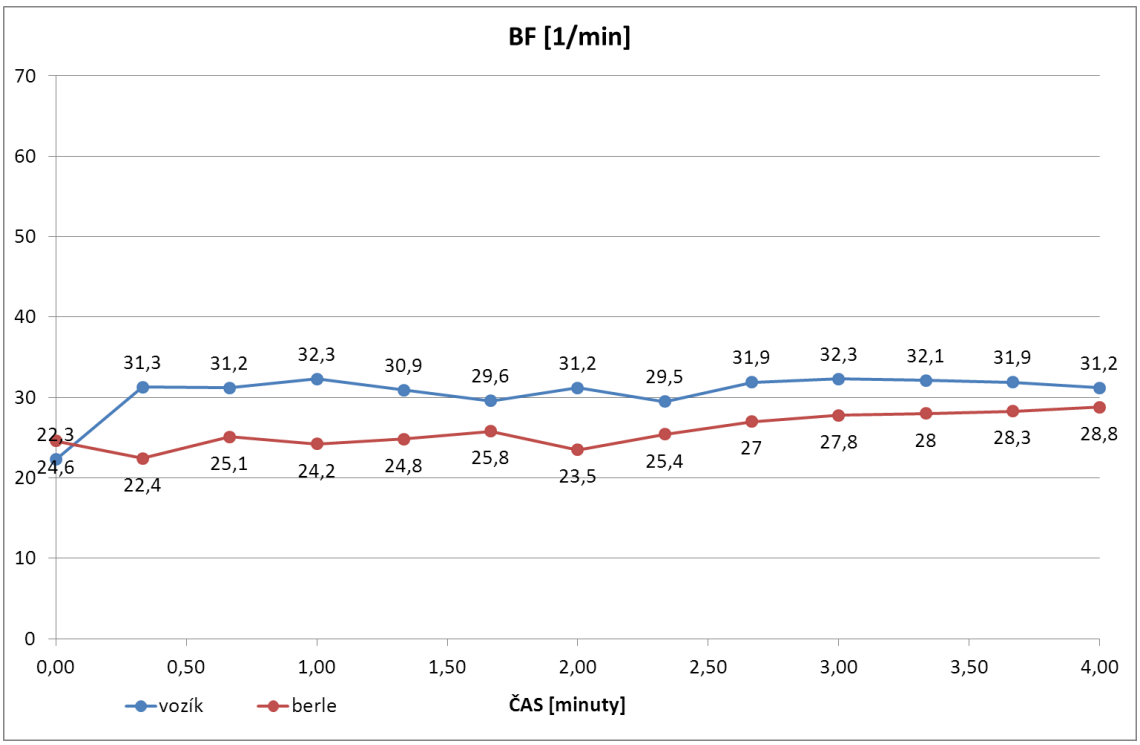
Obrázek 18: Minutová spotřeba kyslíku



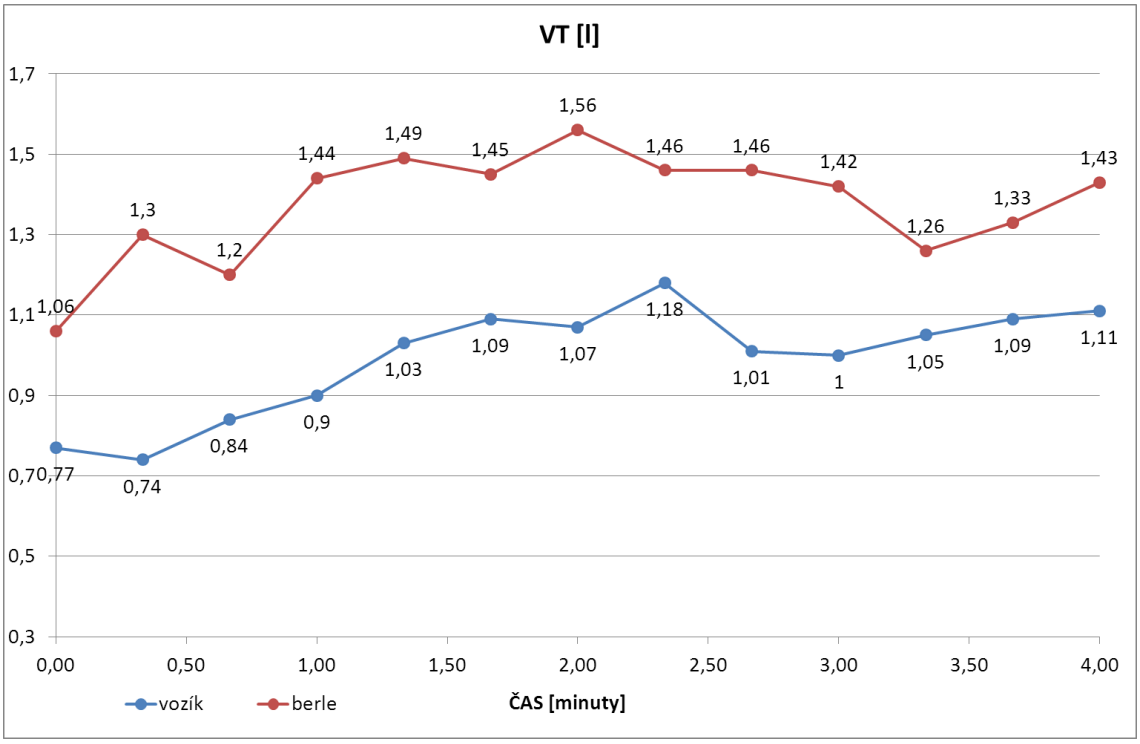
Obrázek 19: Minutová ventilace



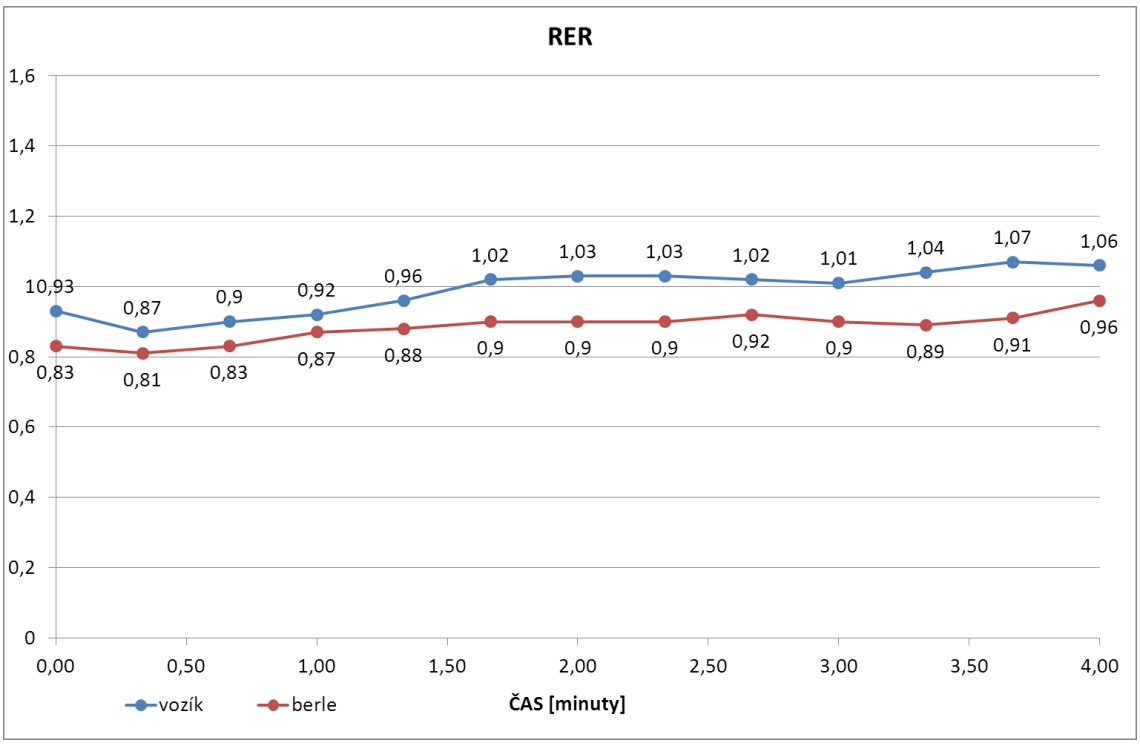
Obrázek 20: Tepová frekvence



Obrázek 21: Dechová frekvence



Obrázek 22: Dechový objem



Obrázek 23: Poměr respirační výměny VCO2/VO2

Proband č. 4 - V.K., testován na vozíku

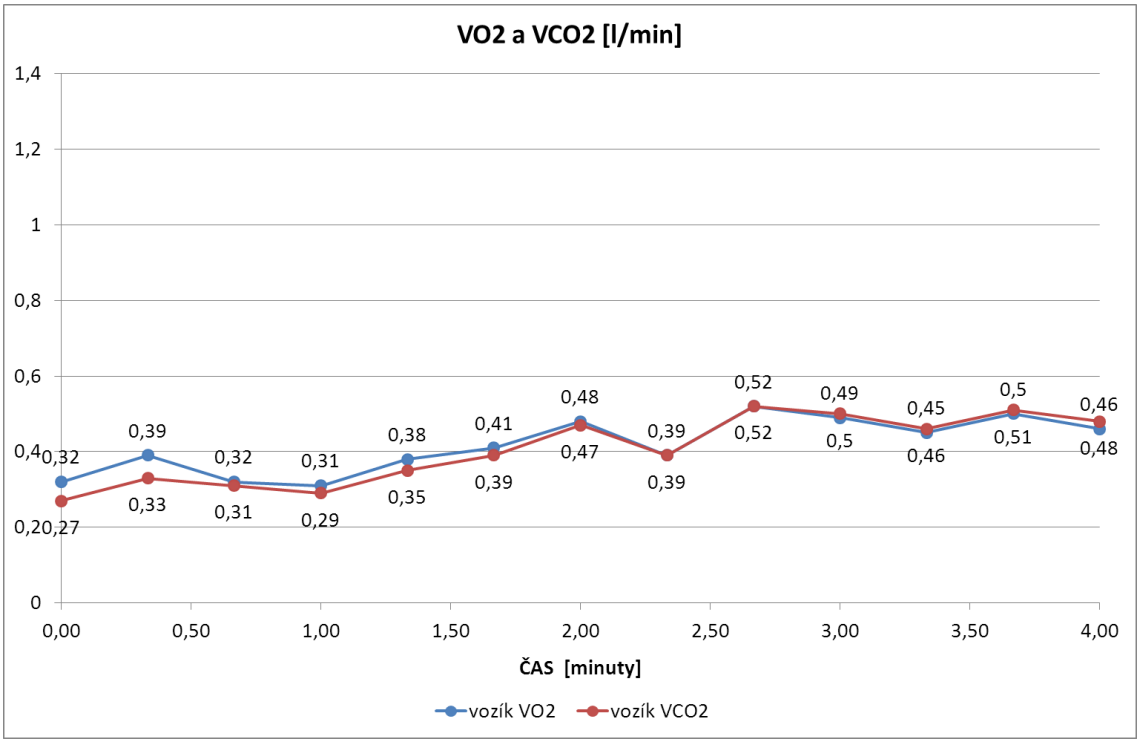
Anamnestická data: 92 – letý polymorbidní pacient s amputací v levém stehně (46 kg, 165 cm)

OA: NHL malobuněčný B-lymfom, esenciální arteriální hypertenze, ischemická choroba srdeční, st.p. operaci katarakty bilaterálně, st.p.hernitomia inguinalis l.dx., st.p. CMP bez rezidua

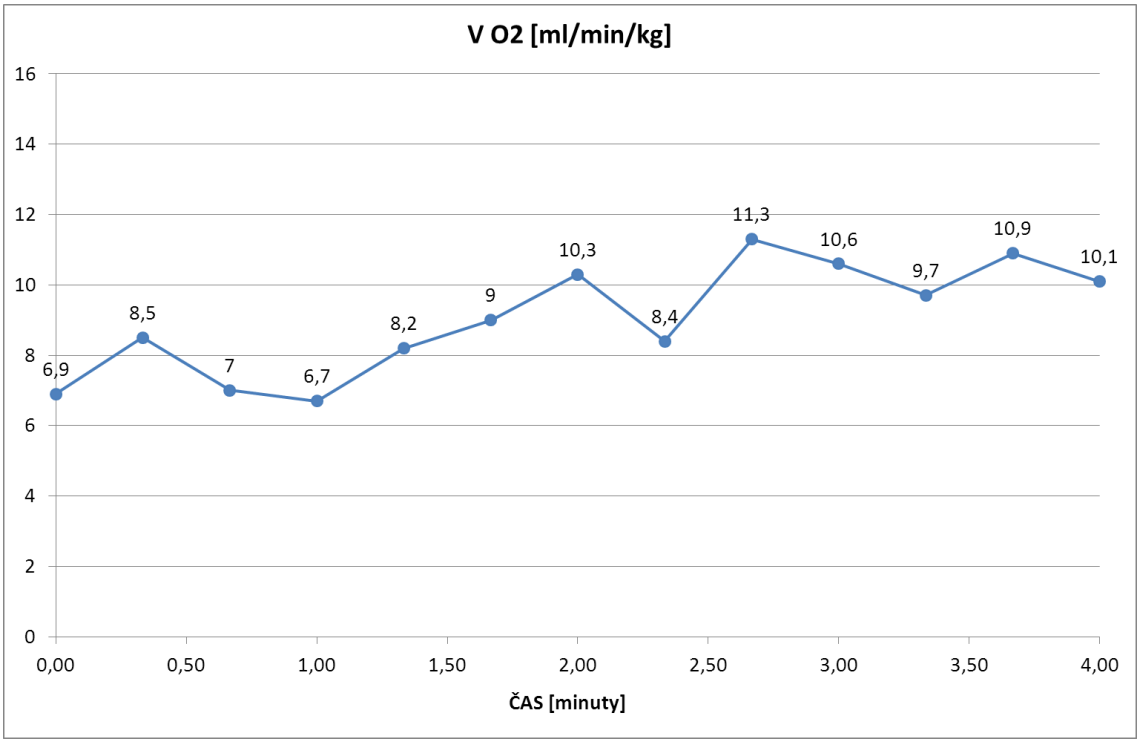
FA: antihypertenziva (ACE inhibitor, B blokátor, diuretikum), antiagregans, analgetikum, nootropikum

Rychlost při jízdě na vozíku = 0,625 m/s

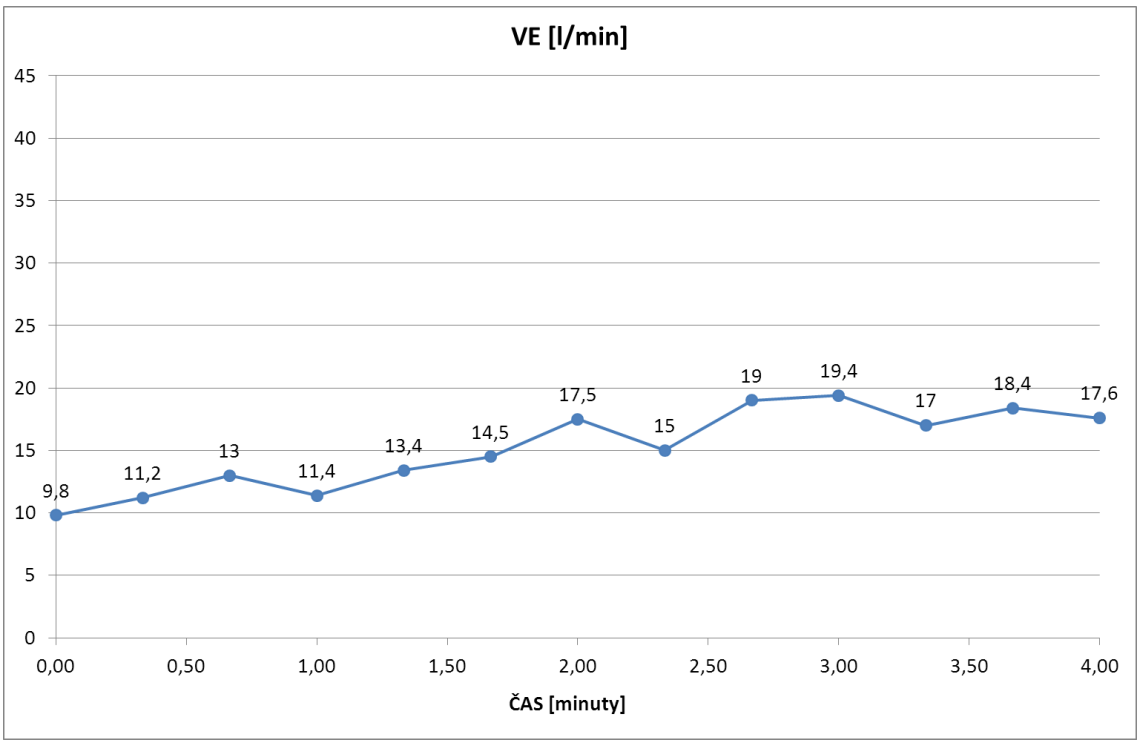
Celková práce (vozík) = 36,8 kJ Výkon (vozík) = 0,153 kW



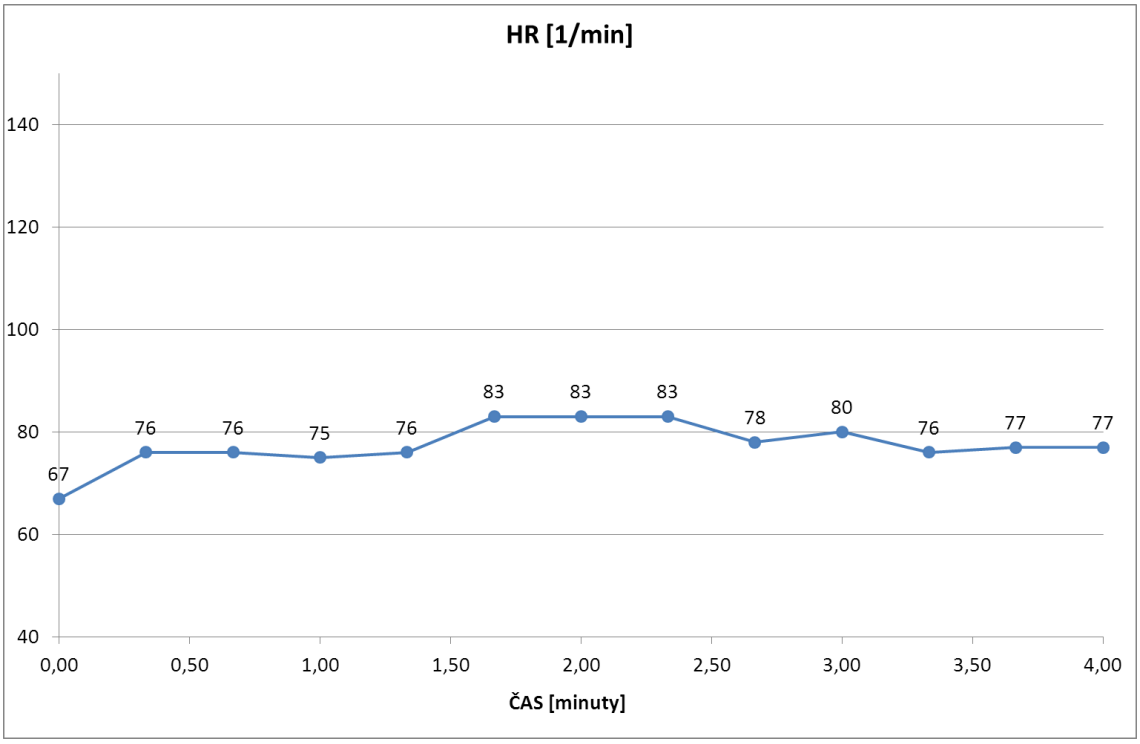
Obrázek 24: Spotřeba kyslíku a objem vydechovaného CO2



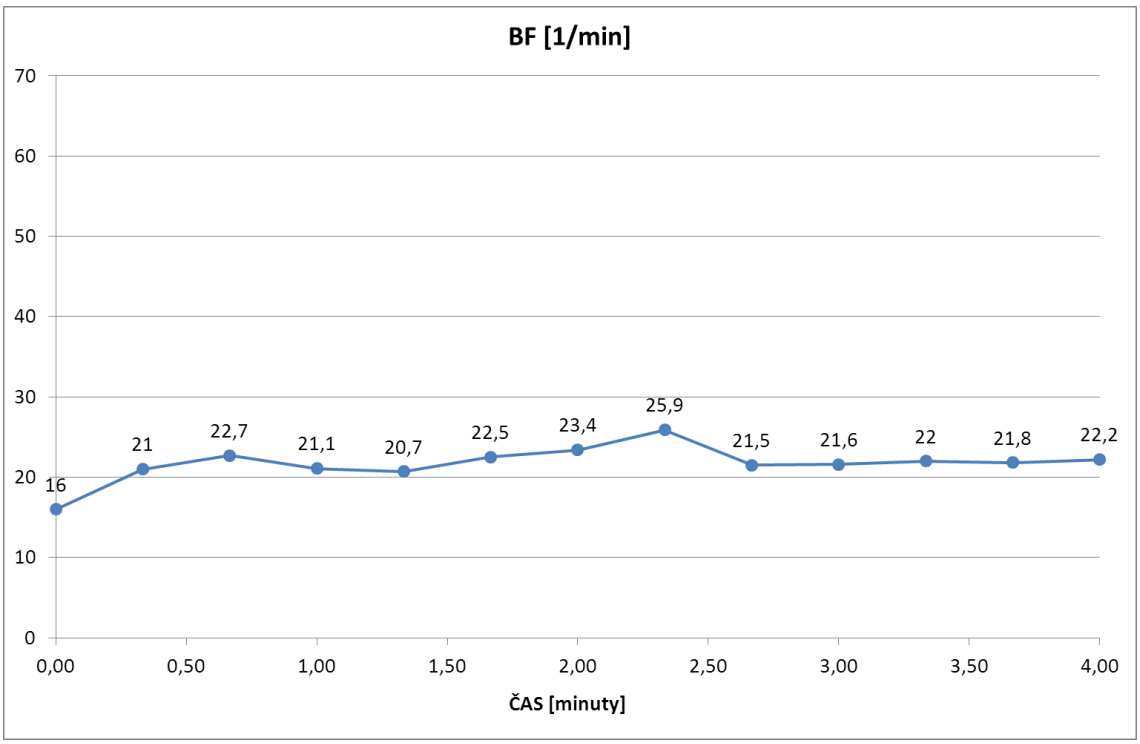
Obrázek 25: Minutová spotřeba kyslíku



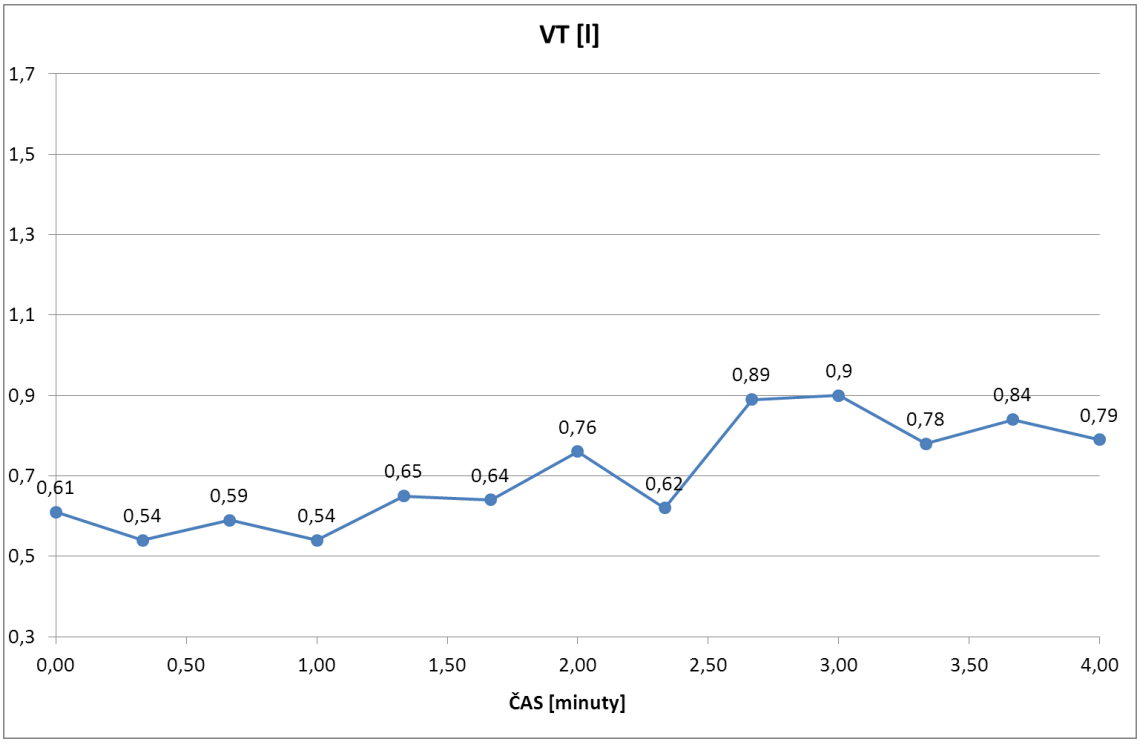
Obrázek 26: Minutová ventilace



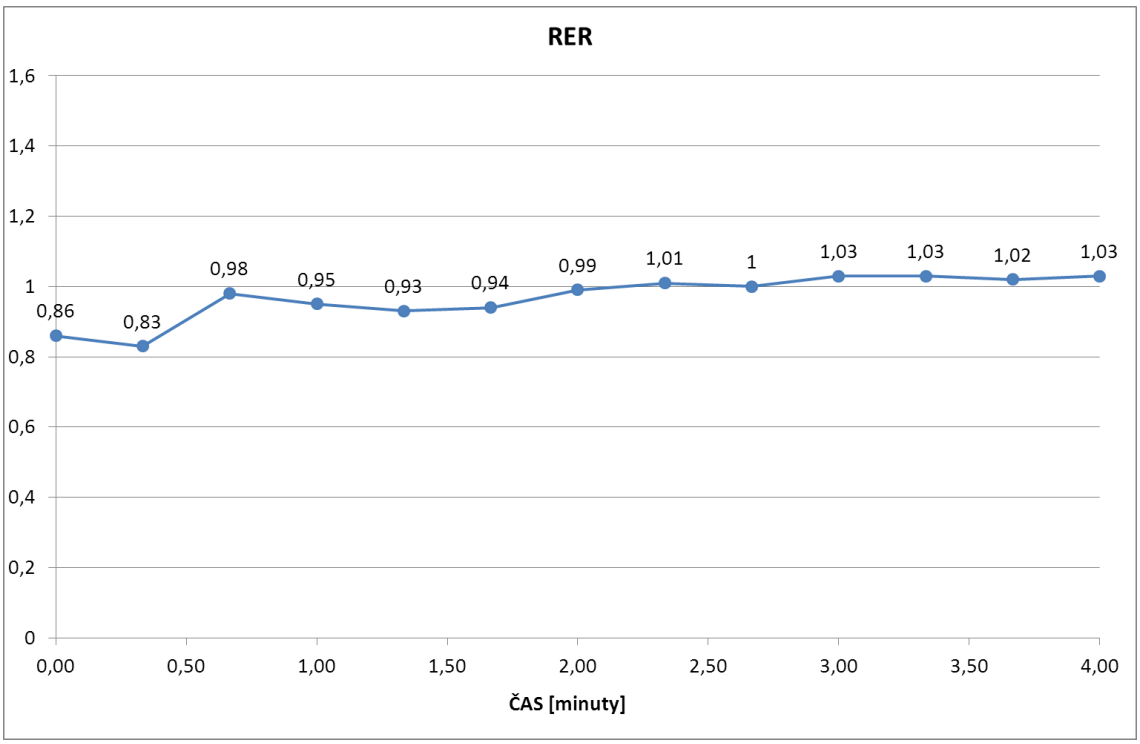
Obrázek 27: Tepová frekvence



Obrázek 28: Dechová frekvence



Obrázek 29: Dechový objem



Obrázek 30: Poměr respirační výměny VCO2/VO2

Proband č. 5 - J.F., testován na vozíku

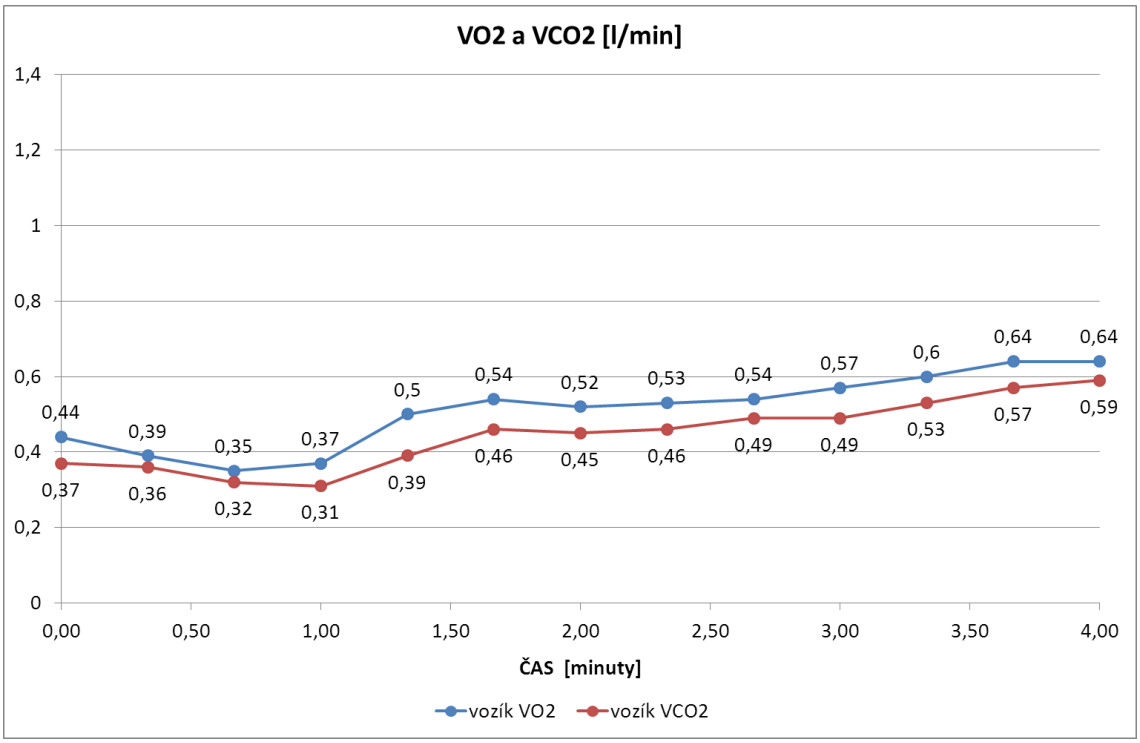
Anamnestická data: 59 – letý polymorbidní pacient s transmetatarsální amputací levé dolní končetiny (102 kg, 174 cm)

OA: diabetes mellitus 2.typu s orgánovými komplikacemi (diabetická retinopatie a nefropatie), esenciální arteriální hypertenze, hypercholesterolémie, ischemická choroba dolních končetin (st.p. PTA),

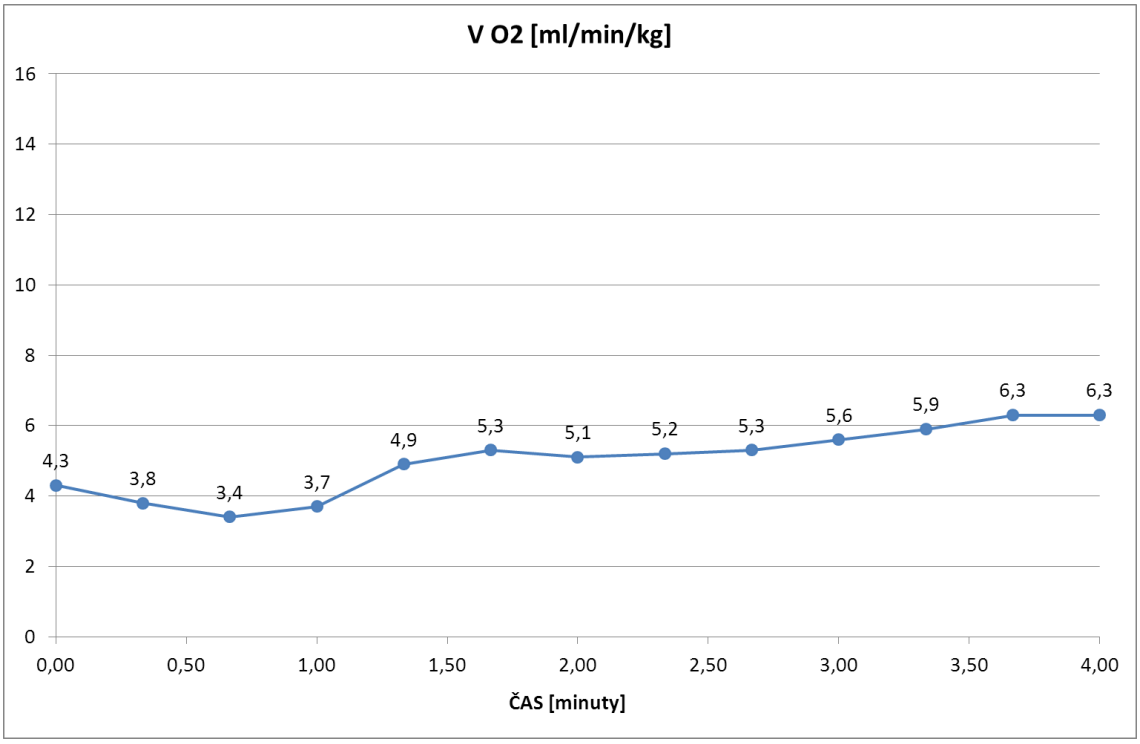
FA: antiagregans, B blokátor, antihypertenzivum (ACE inhibitor), intenzifikovaný inzulinový režim

Rychlost při jízdě na vozíku = 0,438 m/s

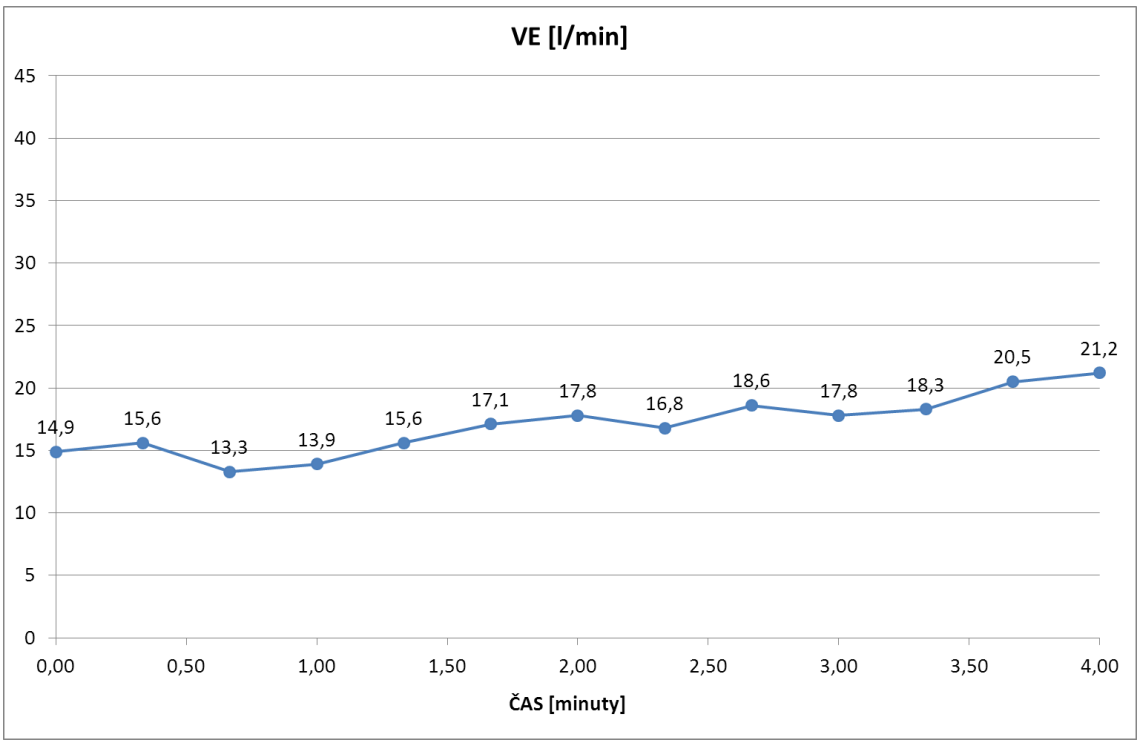
Celková práce (vozík) = 45,98 kJ Výkon (vozík) = 0,192 kW



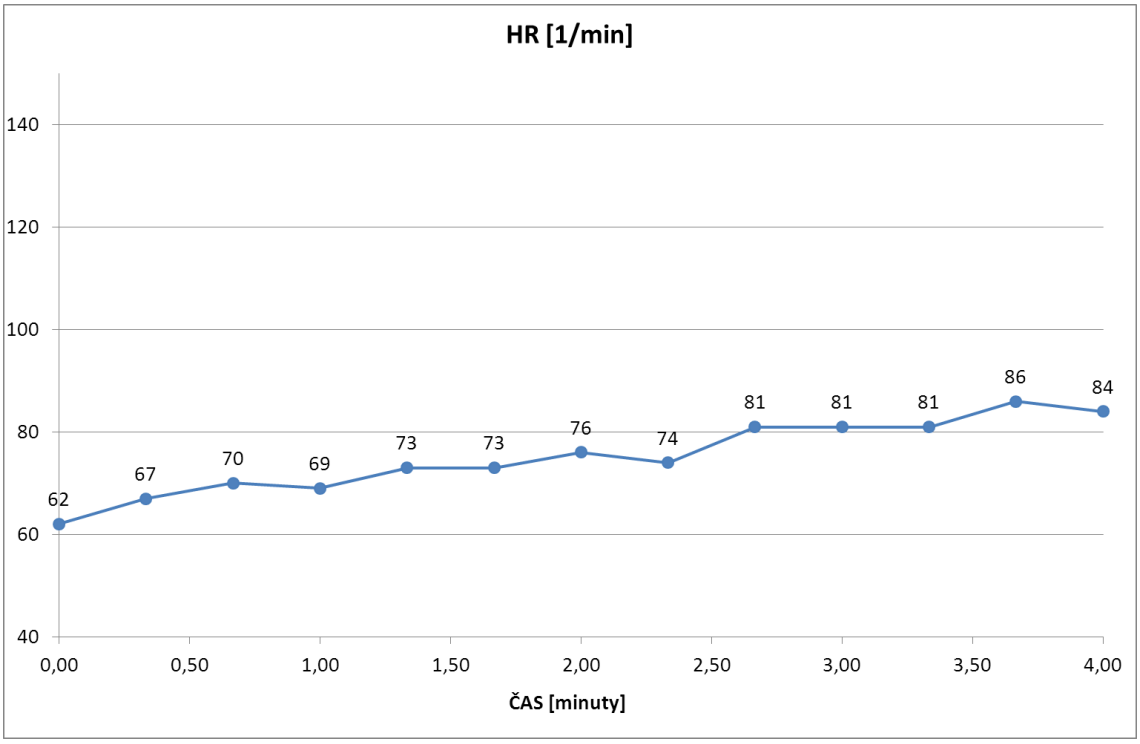
Obrázek 31: Spotřeba kyslíku a objem vydechovaného CO2



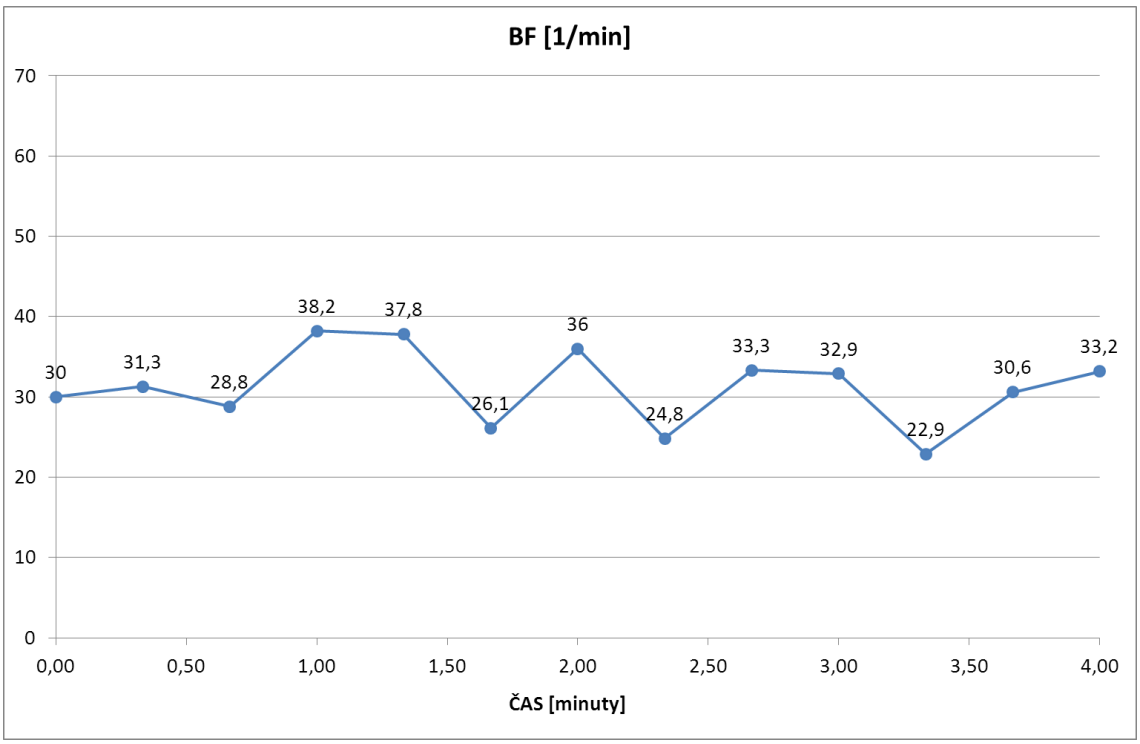
Obrázek 32: Minutová spotřeba kyslíku



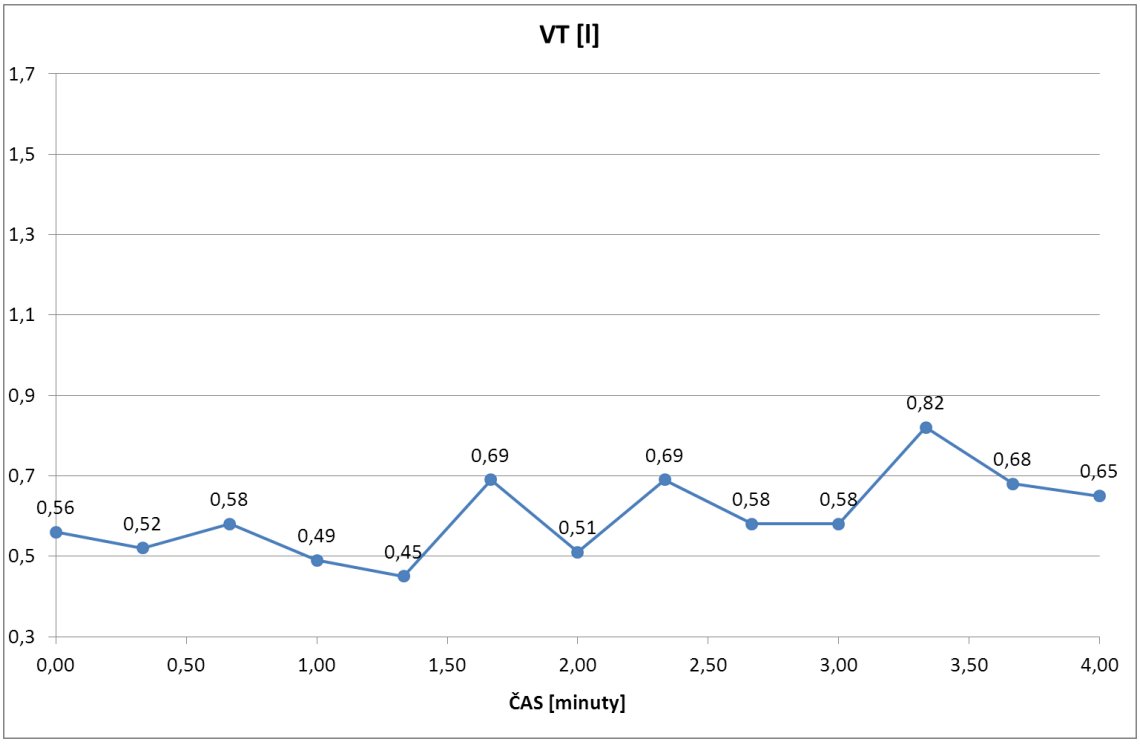
Obrázek 33: Minutová ventilace



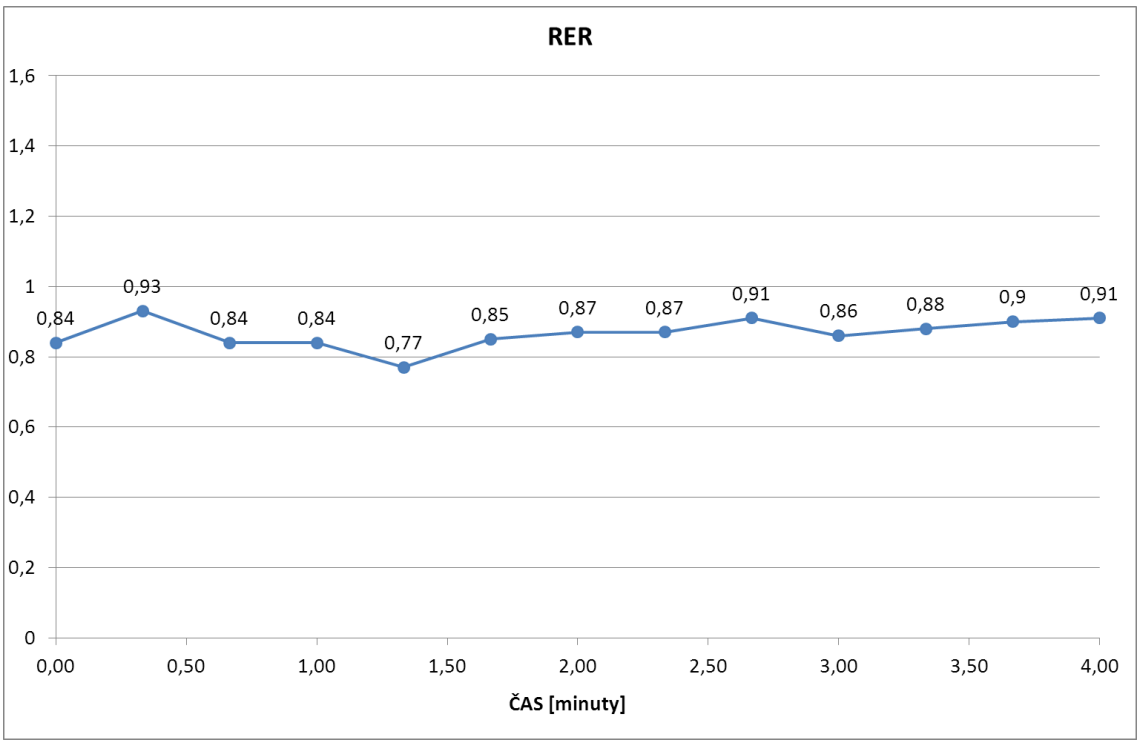
Obrázek 34: Tepová frekvence



Obrázek 35: Dechová frekvence



Obrázek 36: Dechový objem



Obrázek 37: Poměr respirační výměny VCO2/VO2

Proband č. 6 – F.F., testován na vozíku

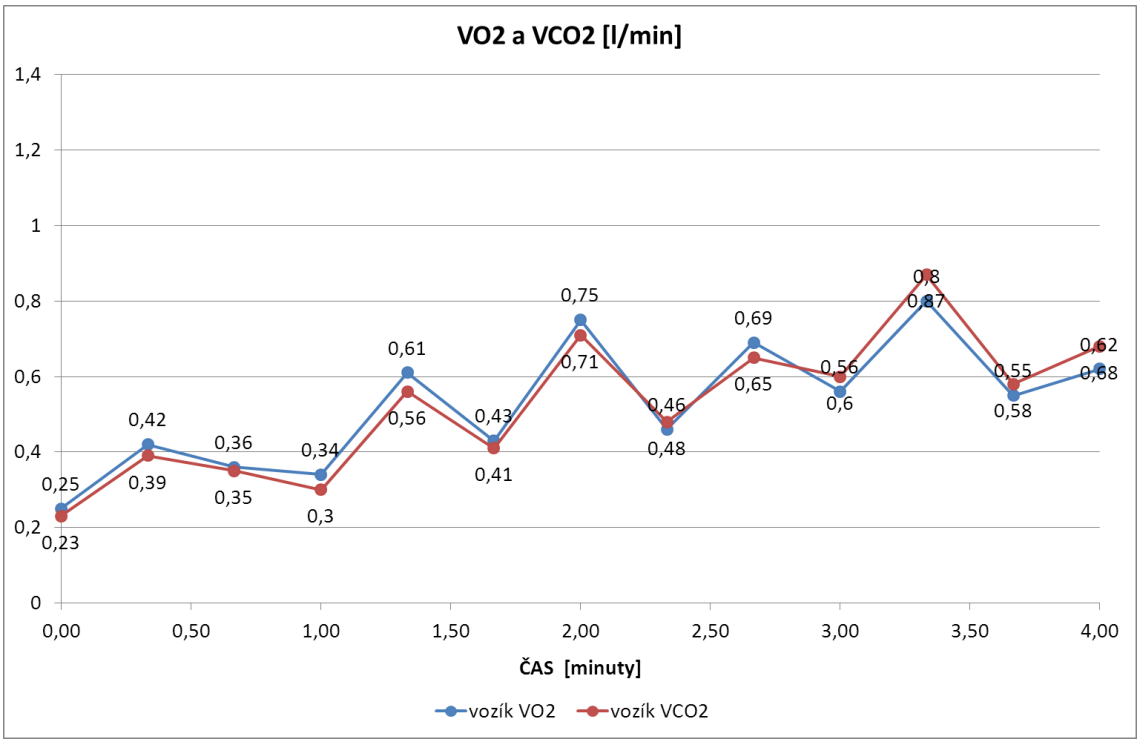
Anamnestická data: 59 – letý polymorbidní pacient s transmetatarsální amputací levé dolní končetiny (102 kg, 174 cm)

OA: diabetes mellitus 2.typu s orgánovými komplikacemi (diabetická retinopatie a nefropatie), esenciální arteriální hypertenze, hypercholesterolémie, ischemická choroba dolních končetin (st.p. PTA),

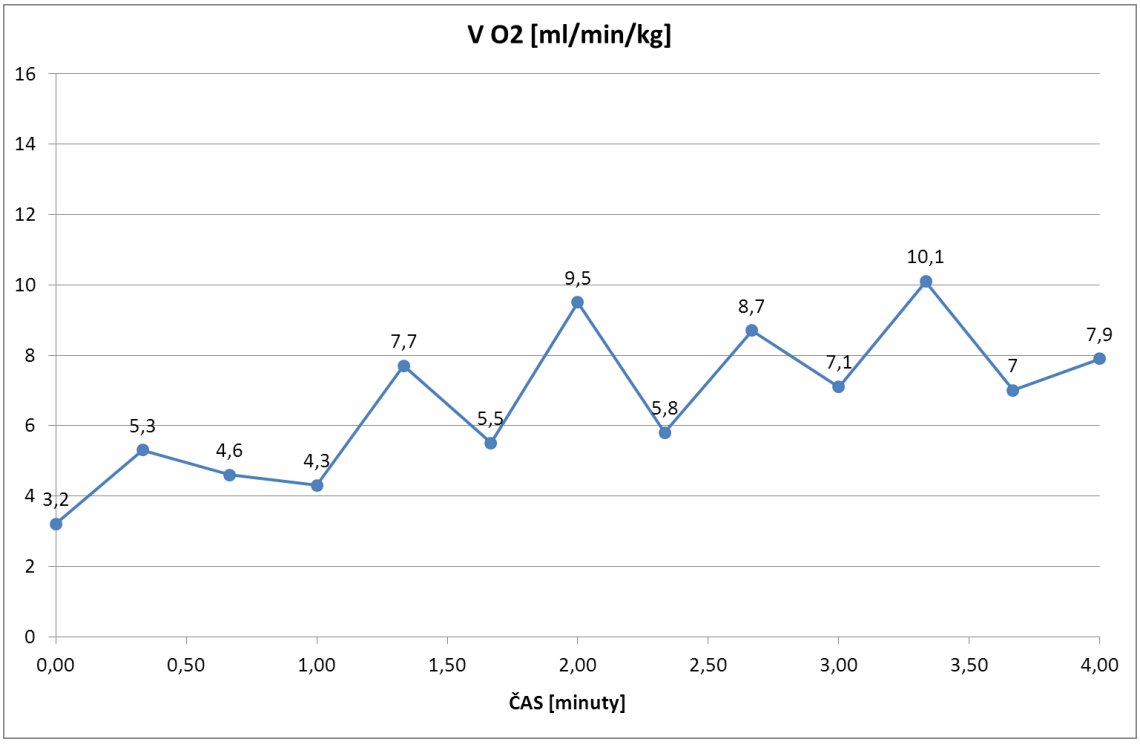
FA: antiagregans, B blokátor, antihypertenzivum (ACE inhibitor), intenzifikovaný inzulinový režim

Rychlost při jízdě na vozíku = 0,562 m/s

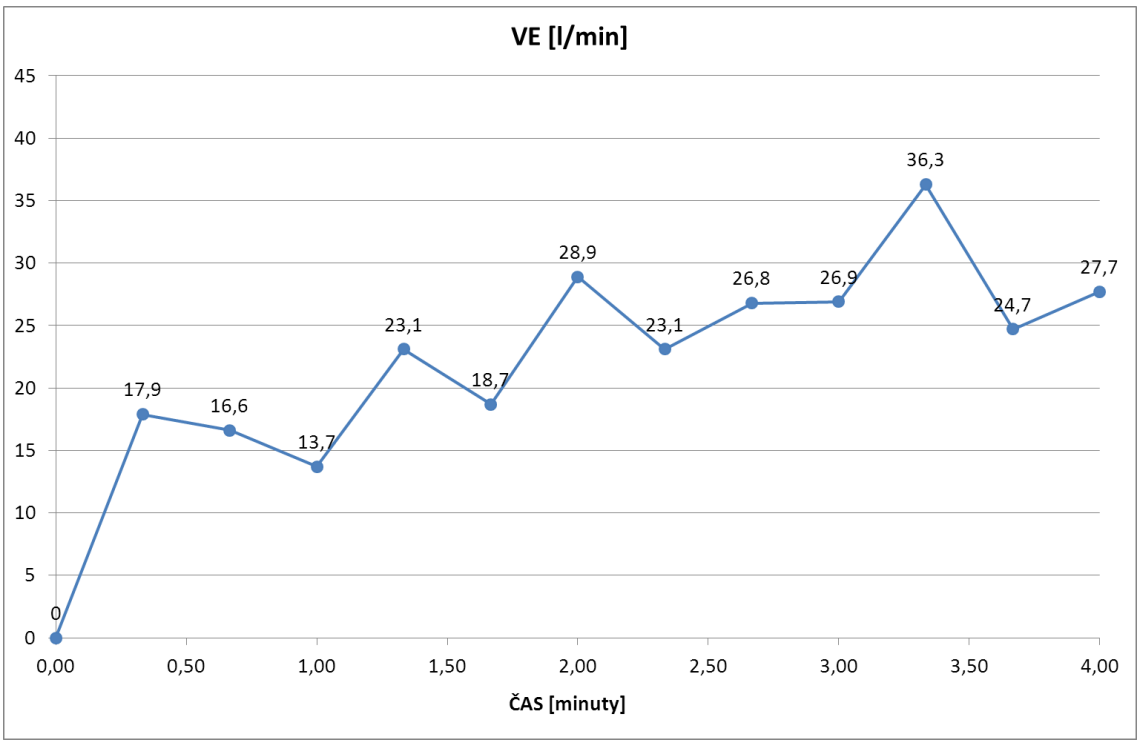
Celková práce (vozík) = 54,34 kJ Výkon (vozík) = 0,225 kW



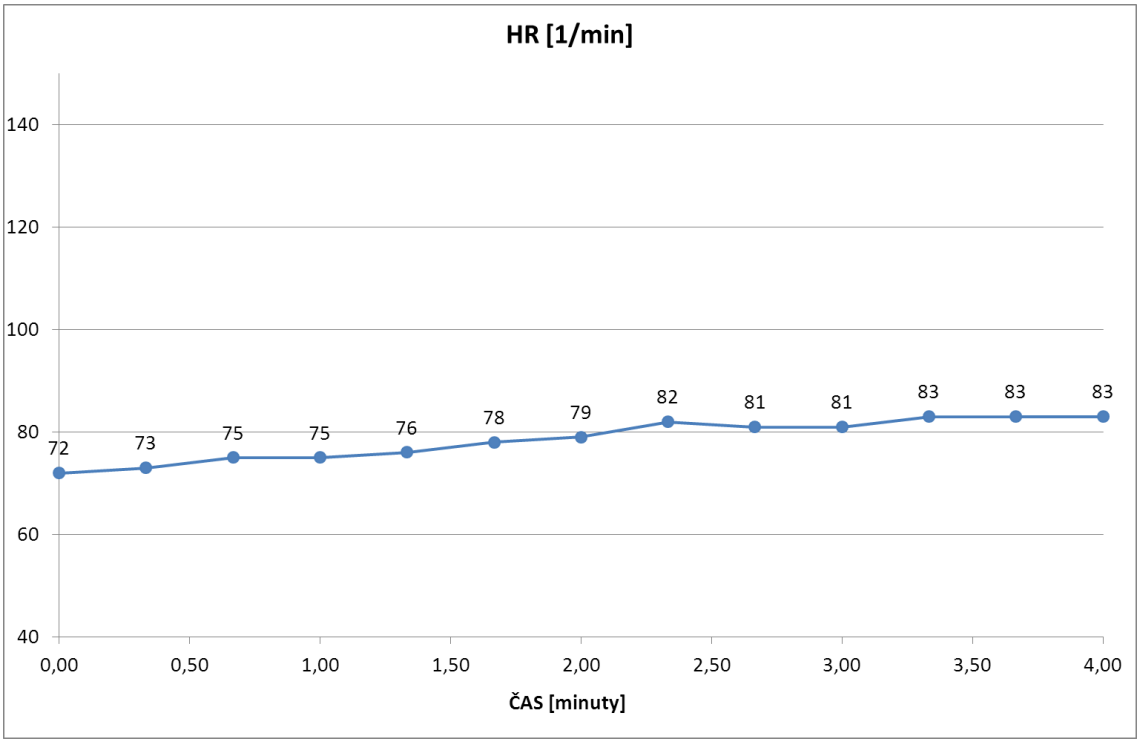
Obrázek 38: Spotřeba kyslíku a objem vydechovaného CO2



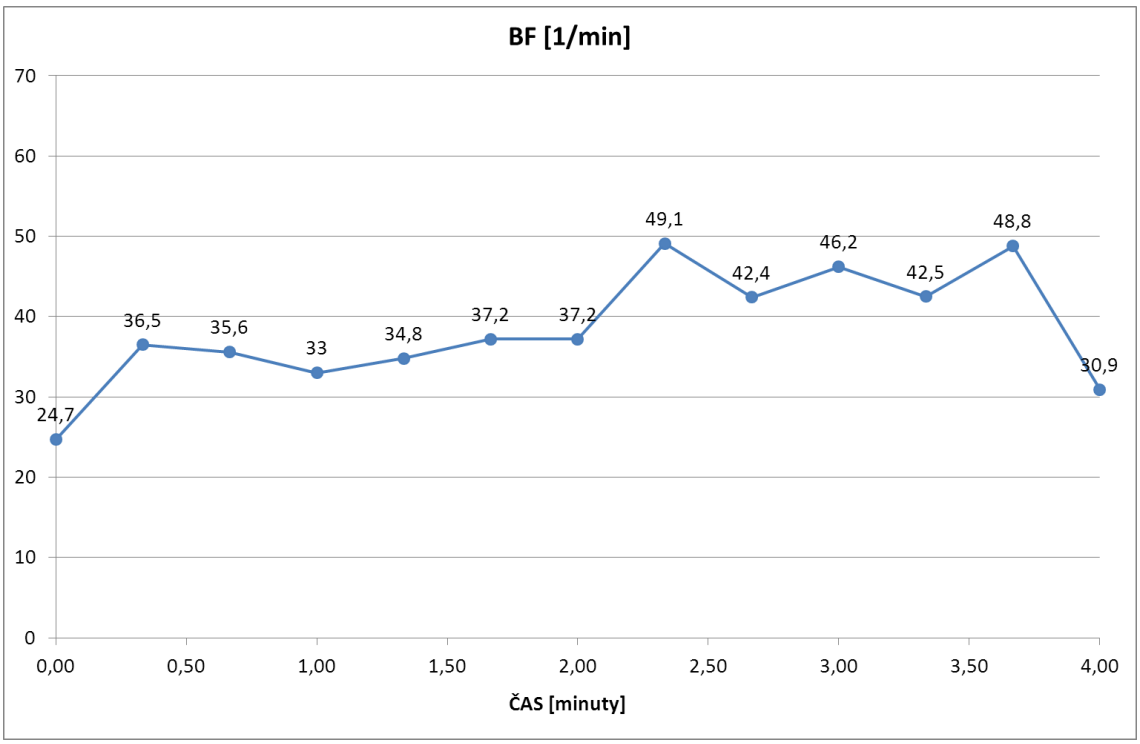
Obrázek 39: Minutová spotřeba kyslíku



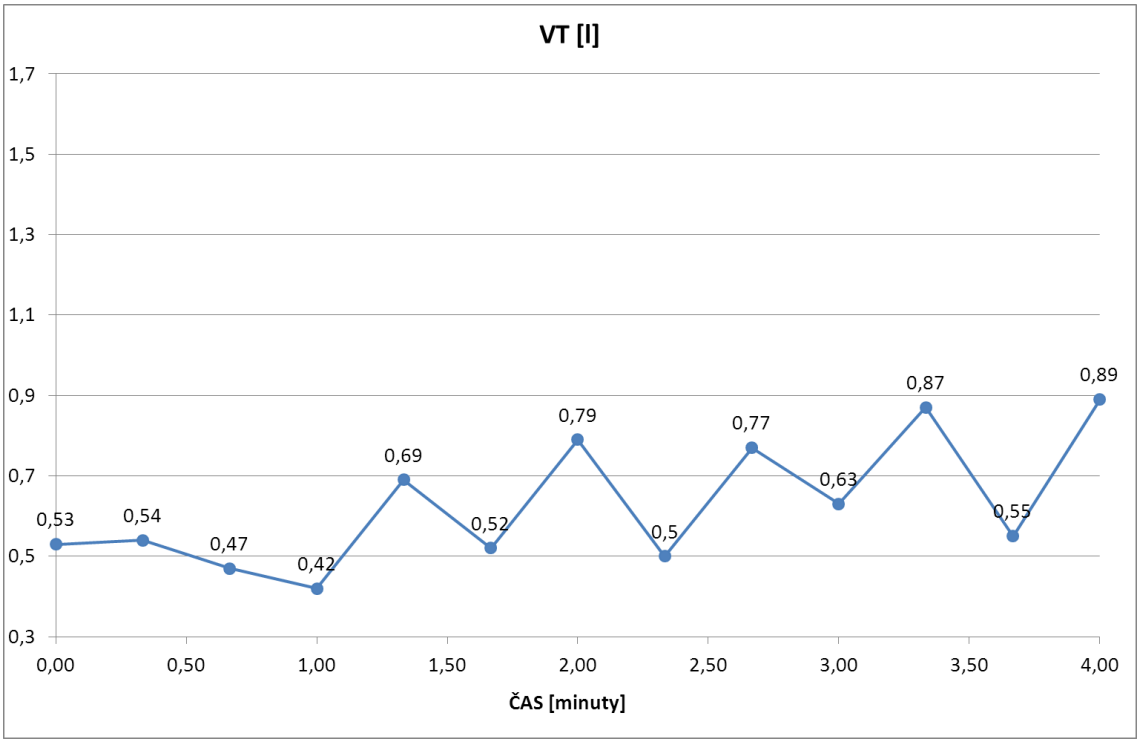
Obrázek 40: Minutová ventilace



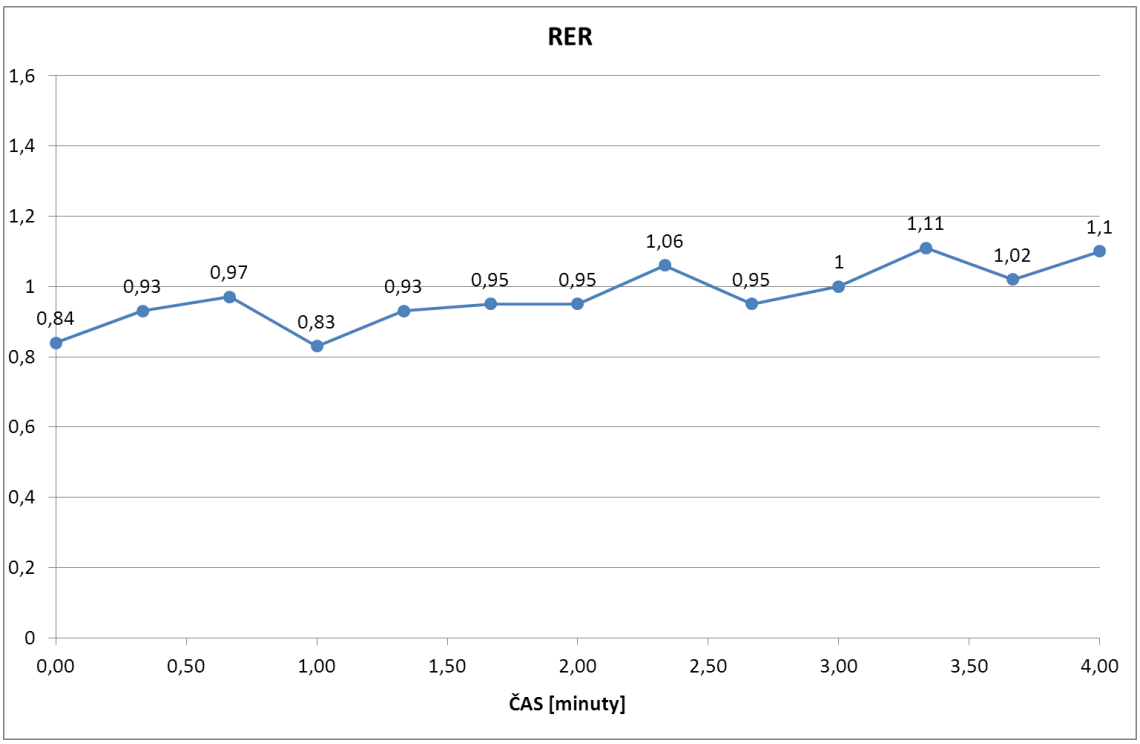
Obrázek 41: Tepová frekvence



Obrázek 42: Dechová frekvence



Obrázek 43: Dechový objem



Obrázek 44: Poměr respirační výměny VCO2/VO2

Proband č. 7 – R.V., testován na vozíku

Anamnestická data: 66 – letý polymorbidní pacient s transmetatarsální amputací vlevo (130 kg, 175 cm)

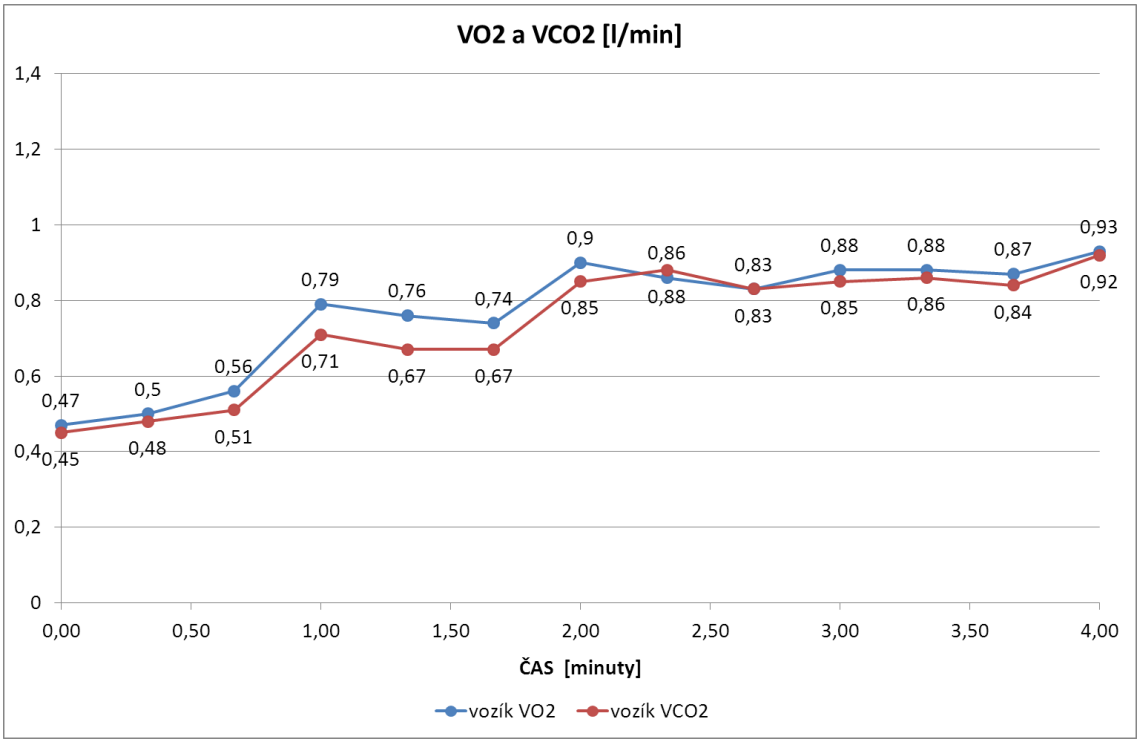
OA: diabetes mellitus 2. typu s orgánovou manifestací (retinopatie), esenciální arteriální hypertenze, st.p. totální endoprotéza pravého kyčelního kloubu

FA: vazodilatans, antihypertenziva (ACE inhibitor a diuretikum), intenzifikovaný inzulinový režim,

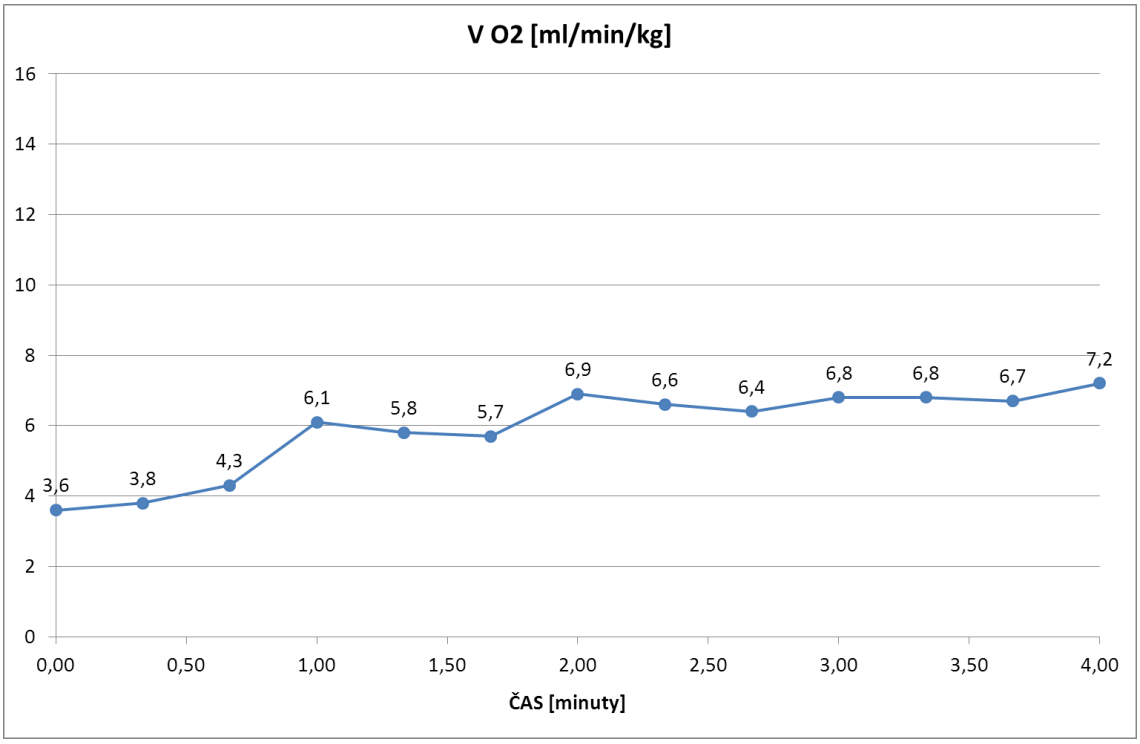
Rychlost při jízdě na vozíku = 0,5 m/s

Celková práce (vozík) = 62,21 kJ Výkon (vozík) = 0,253 kW

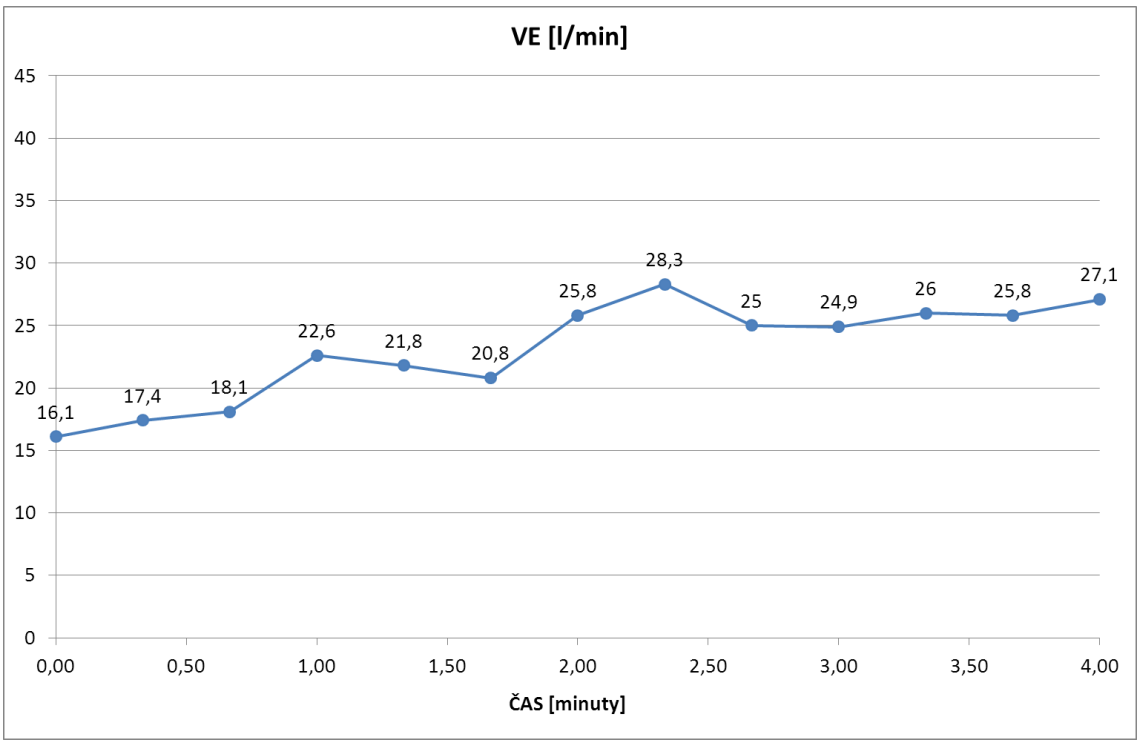
U tohoto probanda selhalo měření tepové frekvence, proto zde není tento graf uveden a v tabulkové stati této práce (viz. Přílohy) také chybí.



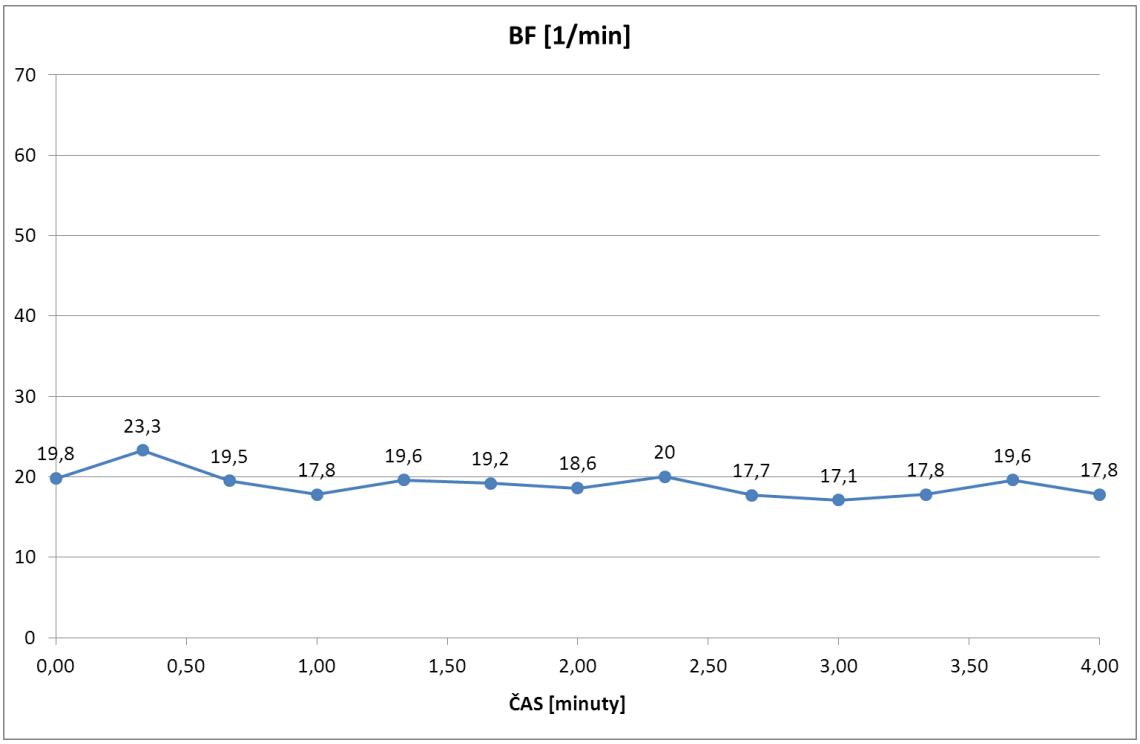
Obrázek 45: Spotřeba kyslíku a objem vydechovaného CO2



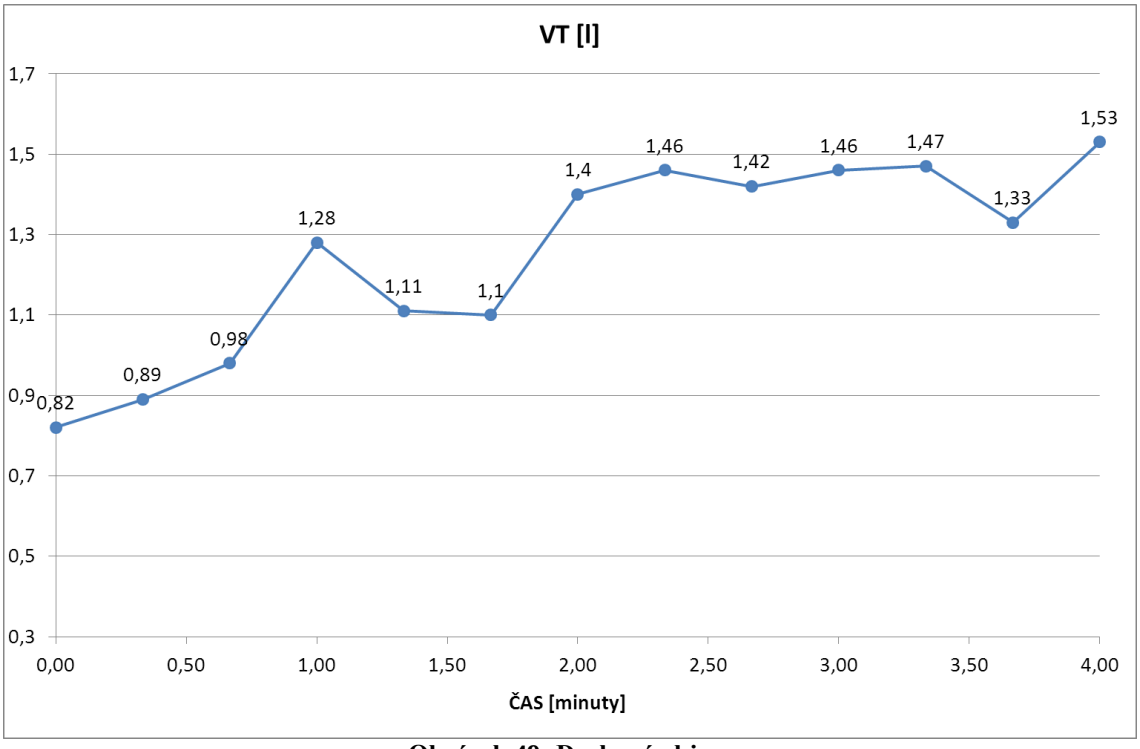
Obrázek 46: Minutová spotřeba kyslíku



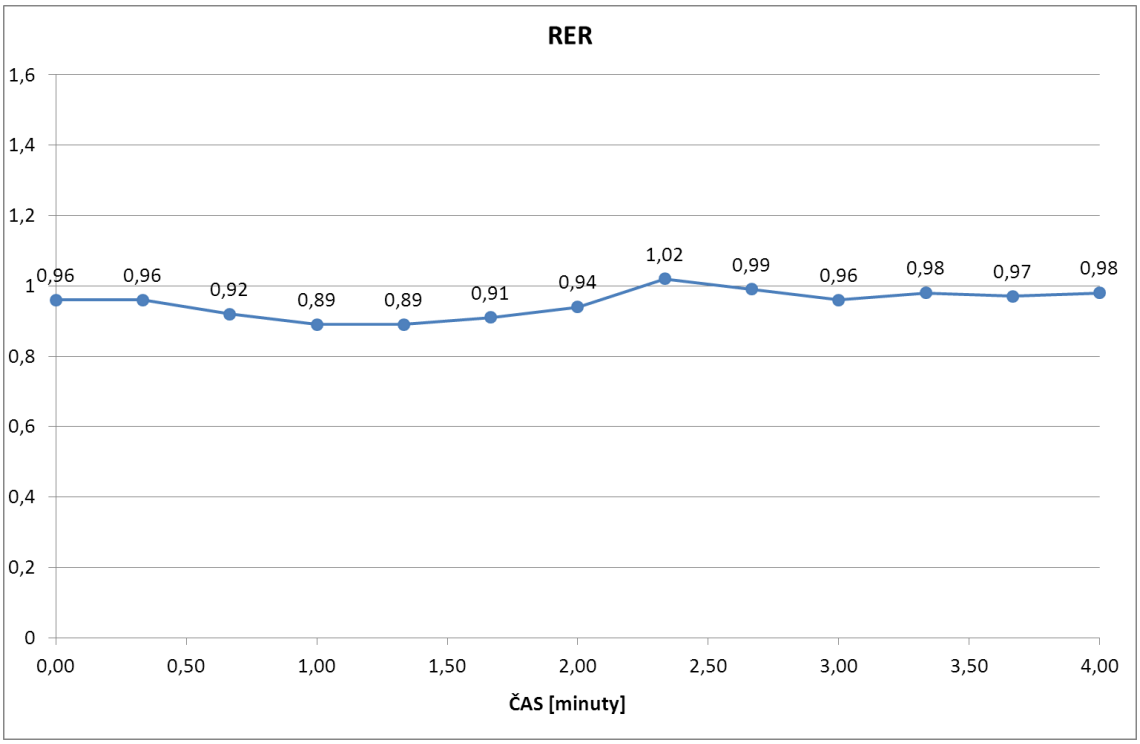
Obrázek 47: Minutová ventilace



Obrázek 48: Dechová frekvence



Obrázek 49: Dechový objem



Obrázek 50: Poměr respirační výměny VCO2/VO2

Proband č. 8 – J.M., testován na vozíku

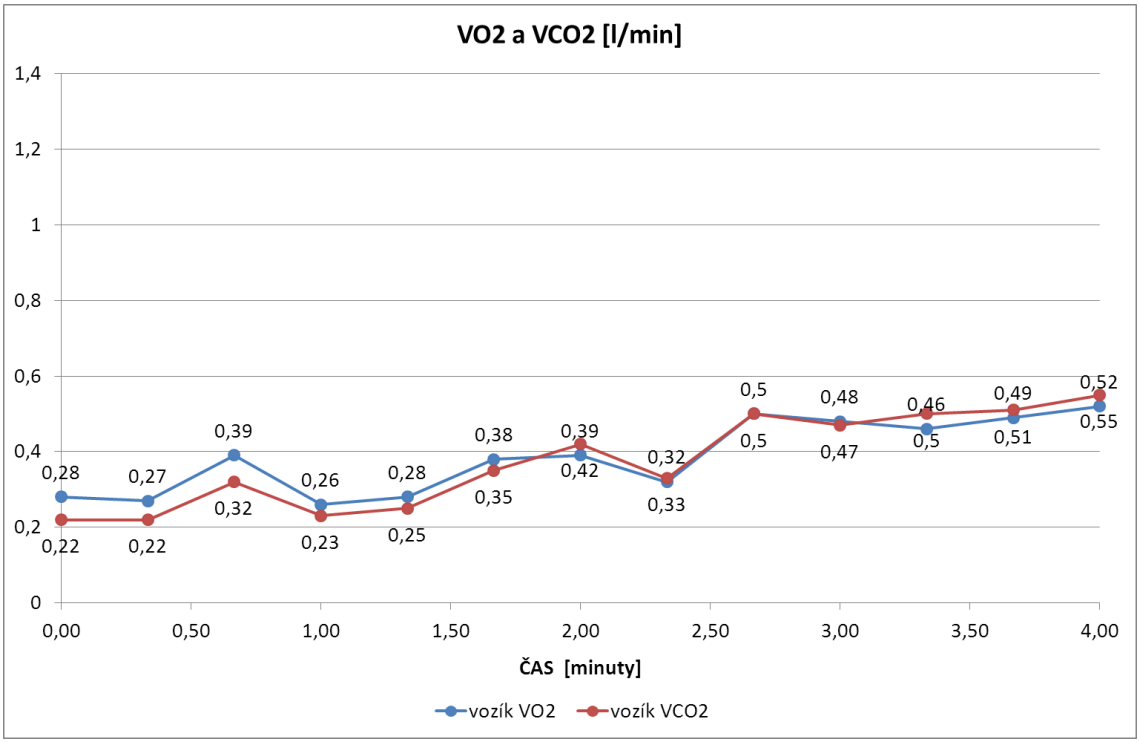
Anamnestická data: 81 letý polymorbidní pacient s transmetatarsální amputací levé dolní končetiny (74 kg, 174 cm)

OA: diabetes mellitus 2.typu s orgánovou manifestací, esenciální arteriální hypertenze, hypercholesterolémie, iscemická choroba dolních končetin (st.p. PTA), vertebro-basilární insuficience (st.p. PTA a. basilaris bilaterálně)

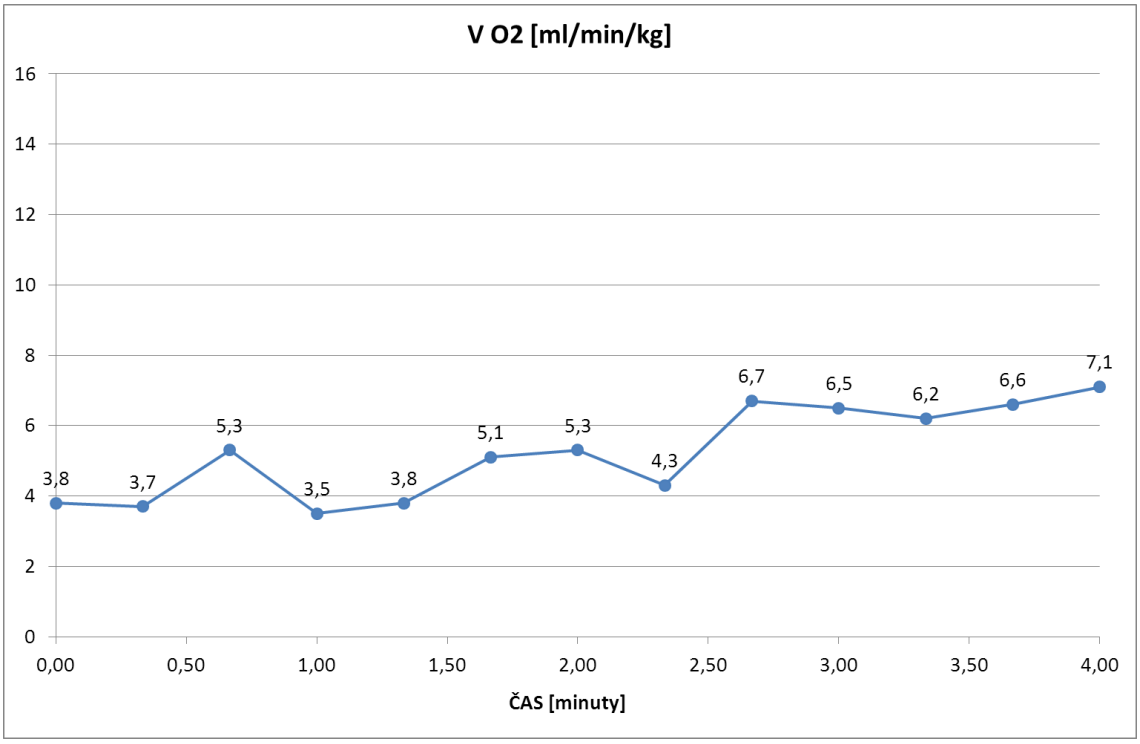
FA: antihypertezivum (ACE inhibitor), hypolipidemika (statin), antiagregans, inhibitor protonové pumpy, nootropikum

Rychlost při jízdě na vozíku = 0,292 m/s

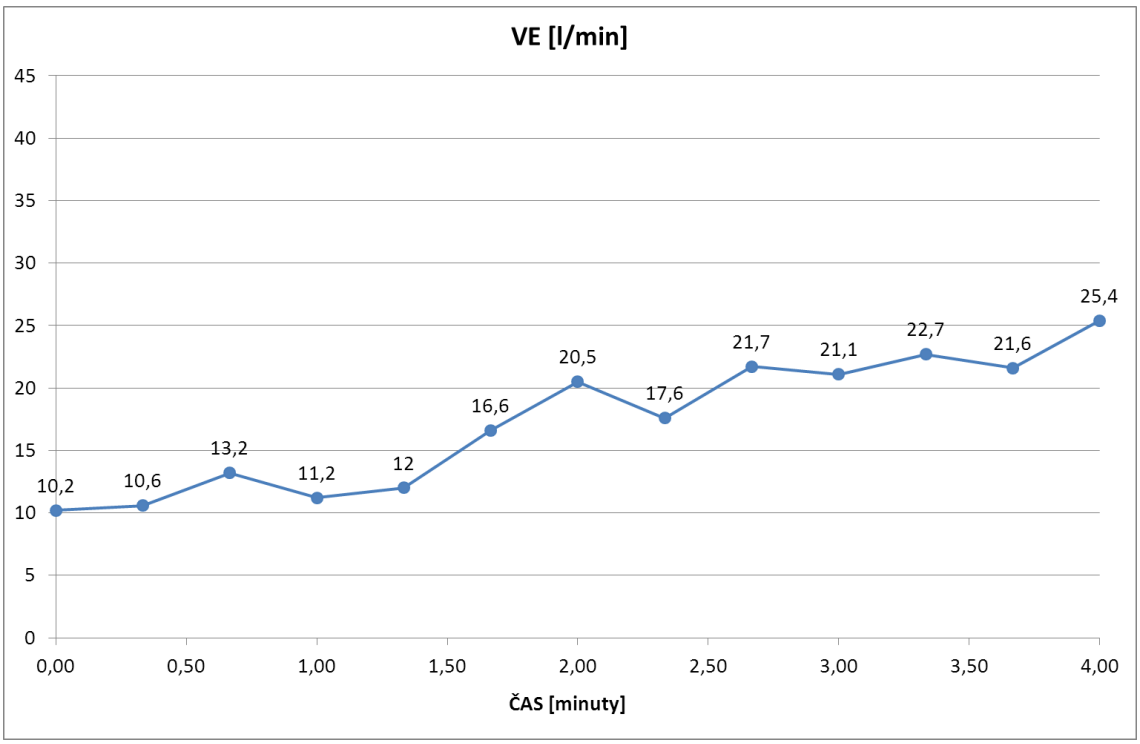
Celková práce (vozík) = 33,44 kJ Výkon (vozík) = 0,133 kW



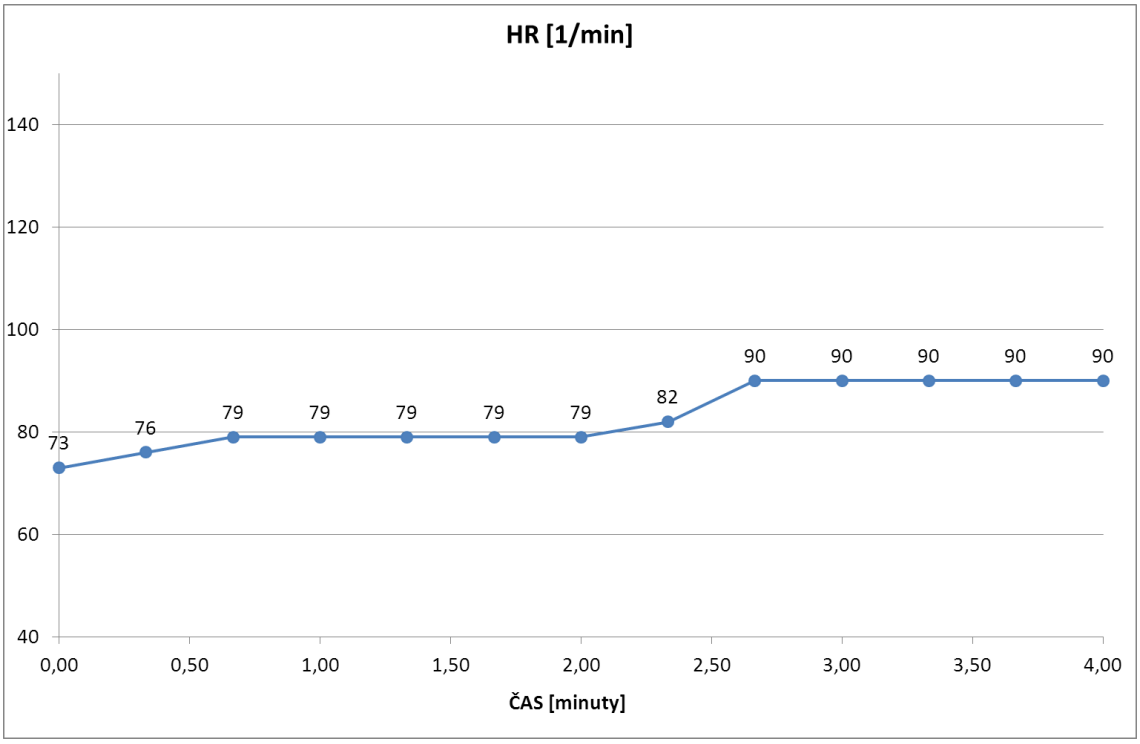
Obrázek 51: Spotřeba kyslíku a objem vydechovaného CO2



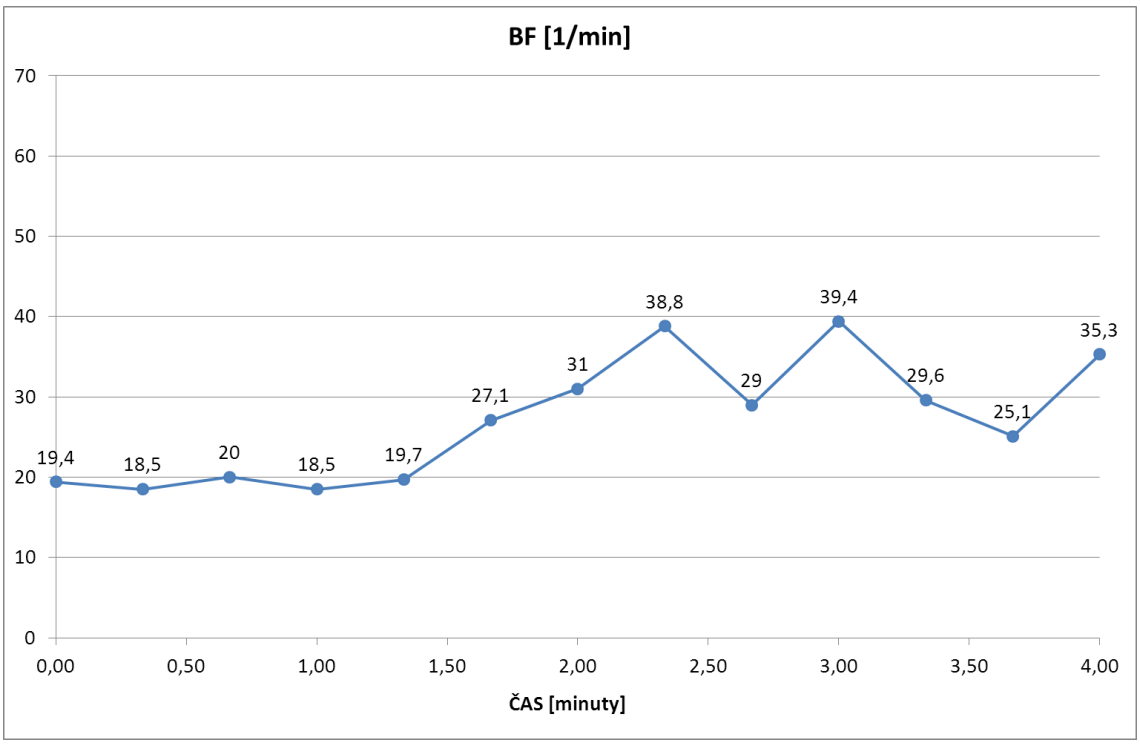
Obrázek 52: Minutová spotřeba kyslíku



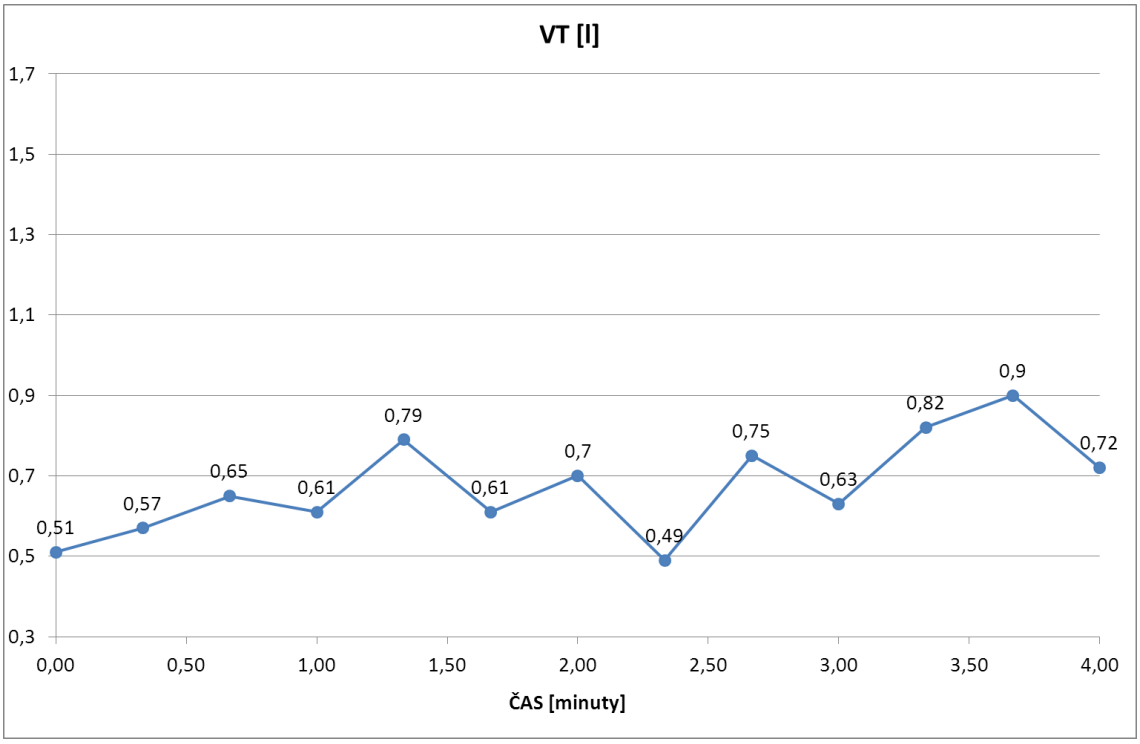
Obrázek 53: Minutová ventilace



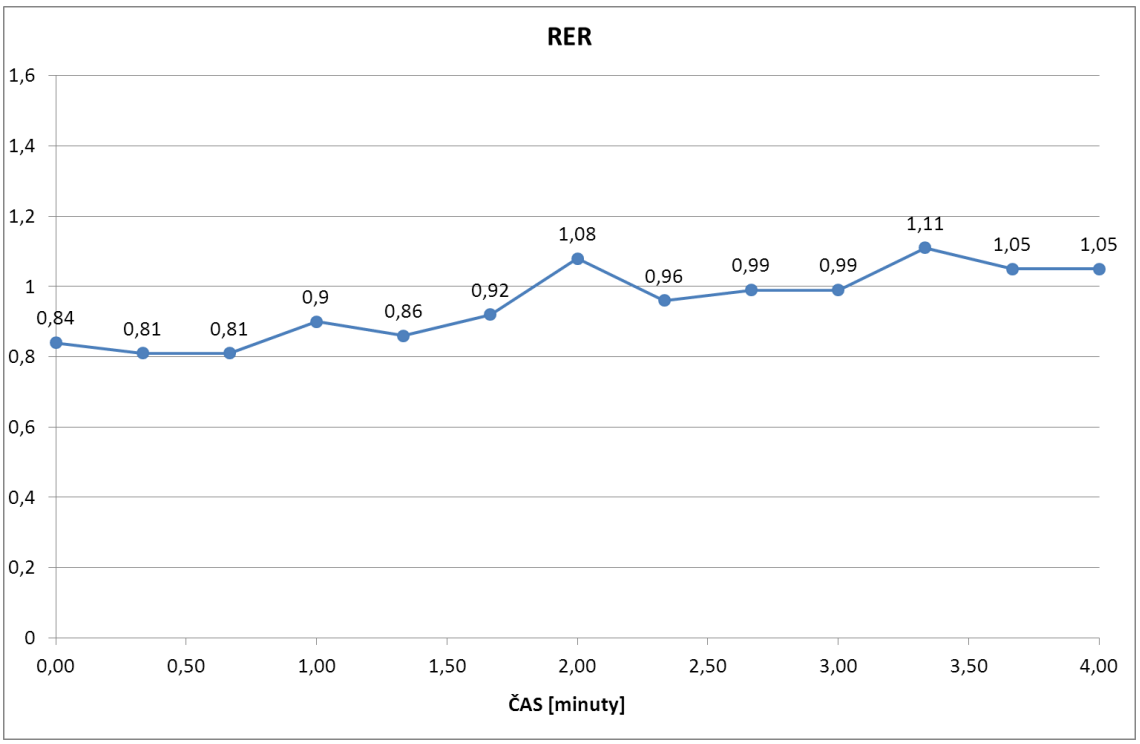
Obrázek 54: Tepová frekvence



Obrázek 55: Dechová frekvence



Obrázek 56: Dechový objem



Obrázek 57: Poměr respirační výměny VCO2/VO2

Proband č. 9 – L.N., testován na vozíku

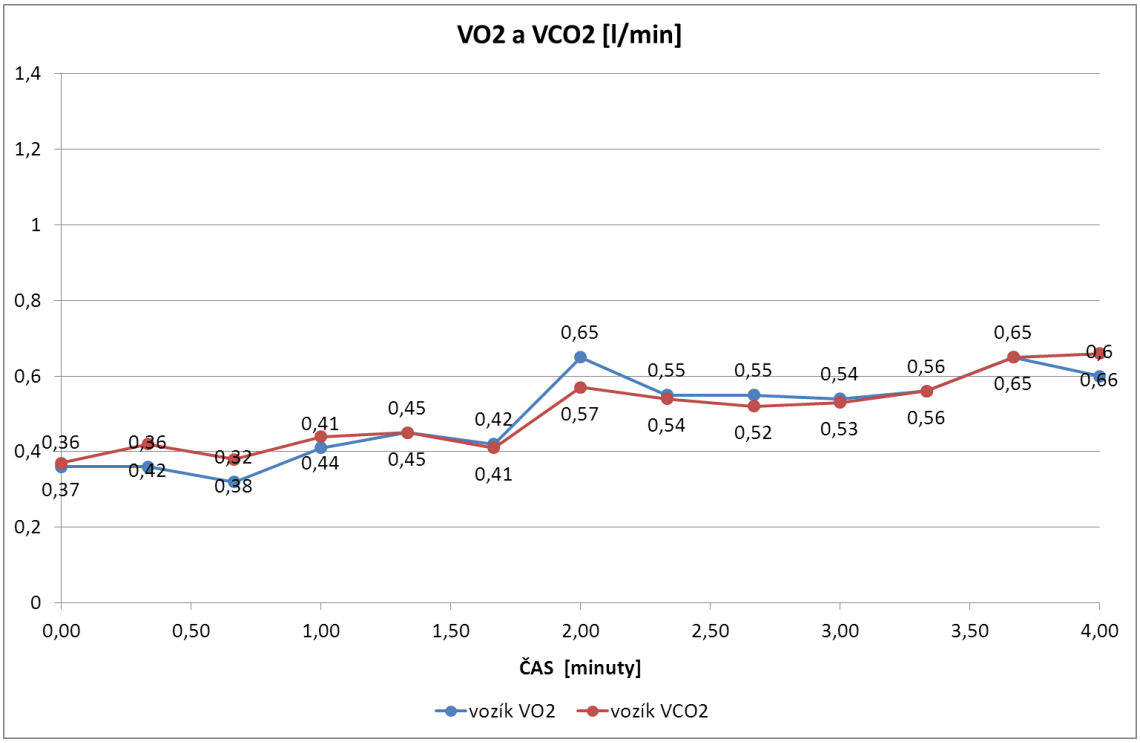
Anamnestická data: 81 – letý polymorbidní pacient s pravostrannou bércovou amputací (74 kg, 174 cm)

OA: arteriální hypertenze, diabetes mellitus 2.typu (diabetická nefropatie), chronická ischemická choroba srdeční (levostranné srdeční selhávání se středně těžkou plicní hypertenzí), vředová choroba gastroduodenální anamnesticky

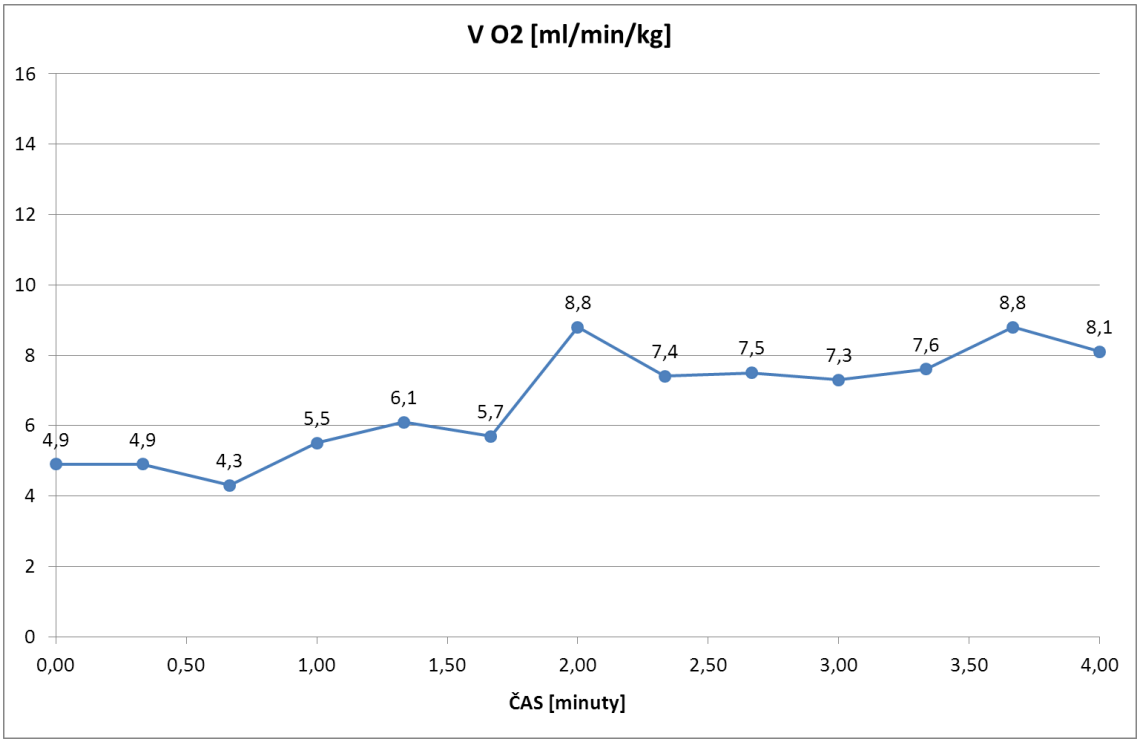
FA: antihypertenziva (ACE inhibitor, blokátor kalciového kanálu, diuretikum), antiagregans,

Rychlost při jízdě na vozíku = 0,625 m/s

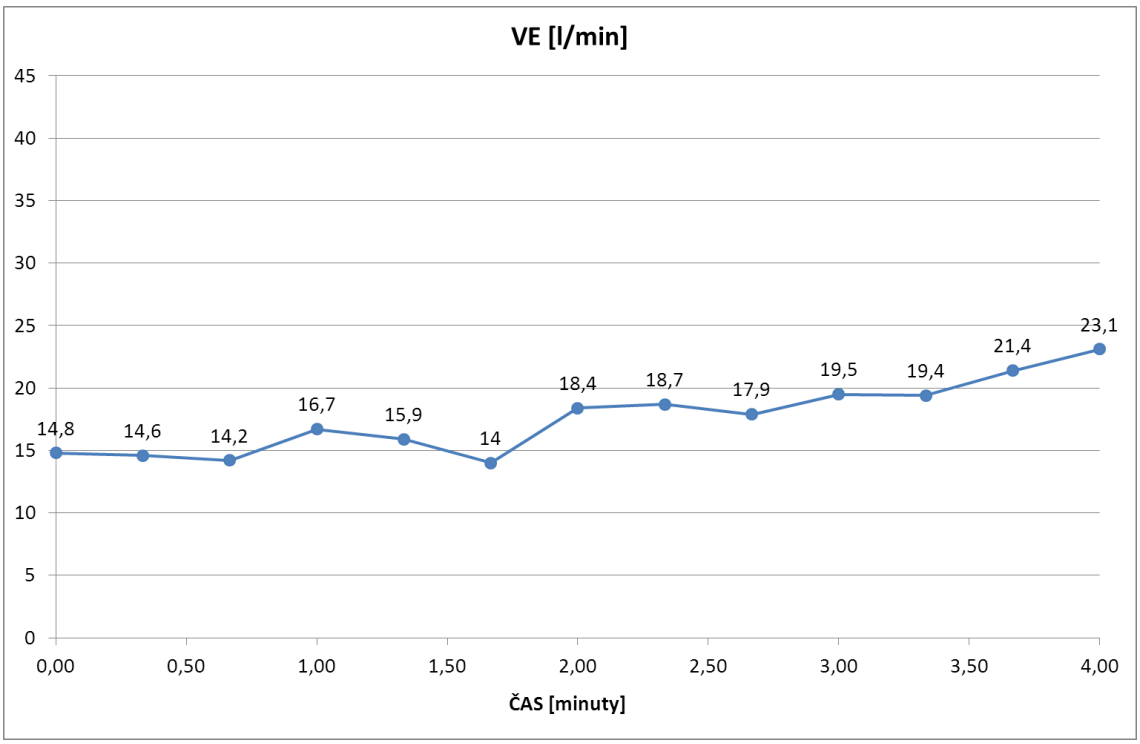
Celková práce (vozík) = 45,98 kJ Výkon (vozík) = 0,192 kW



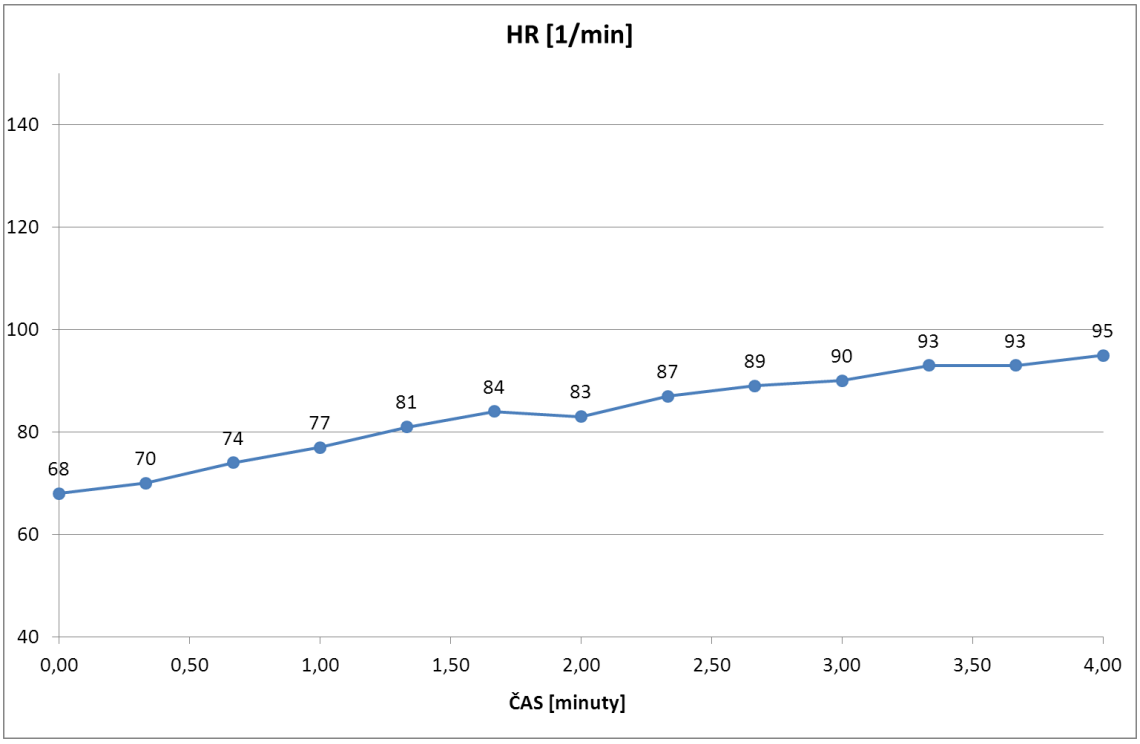
Obrázek 58: Spotřeba kyslíku a objem vydechovaného CO2



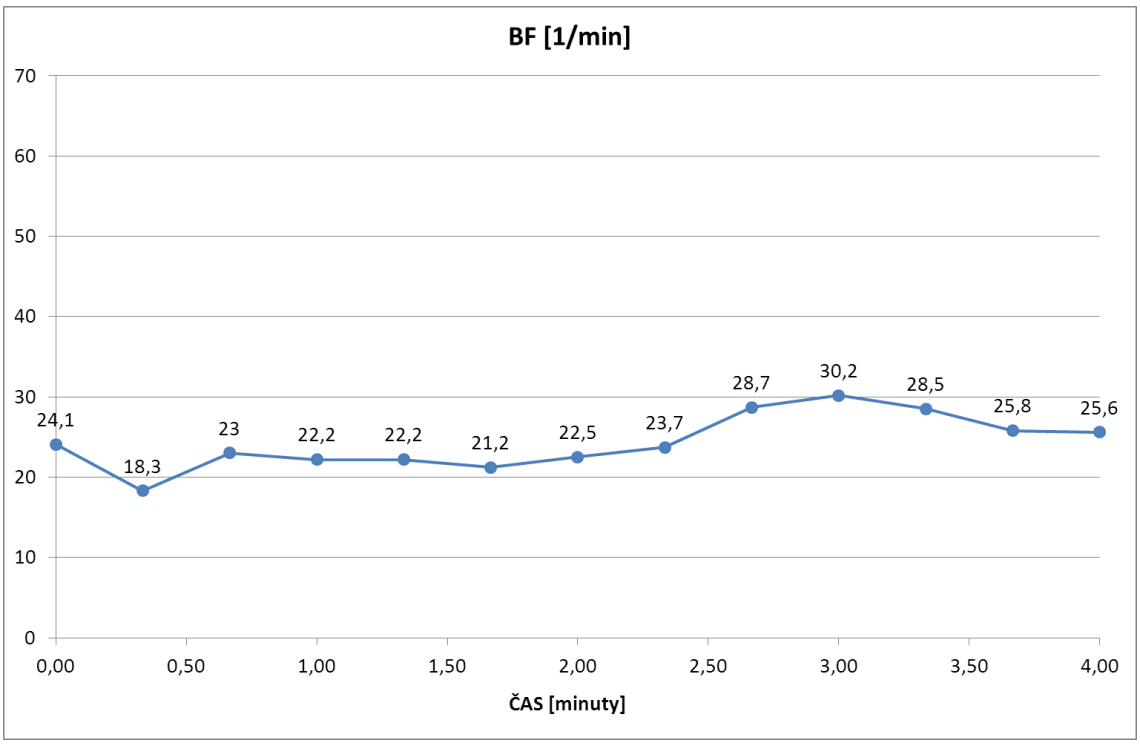
Obrázek 59: Minutová spotřeba kyslíku



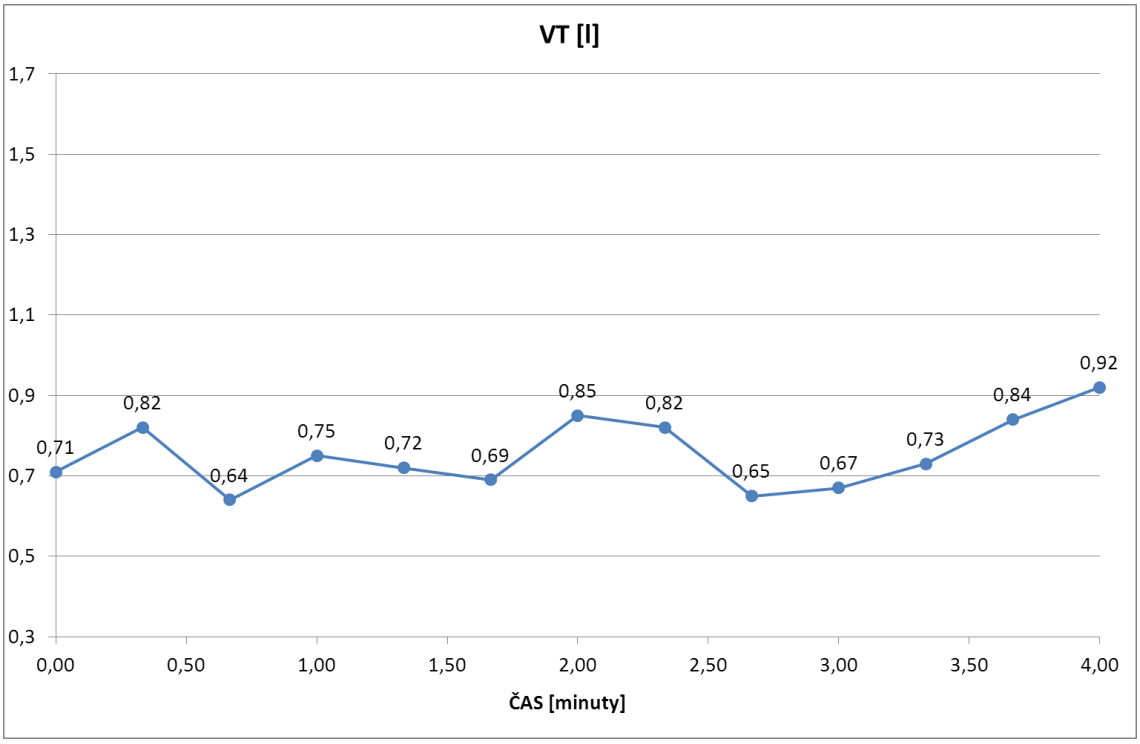
Obrázek 60: Minutová ventilace



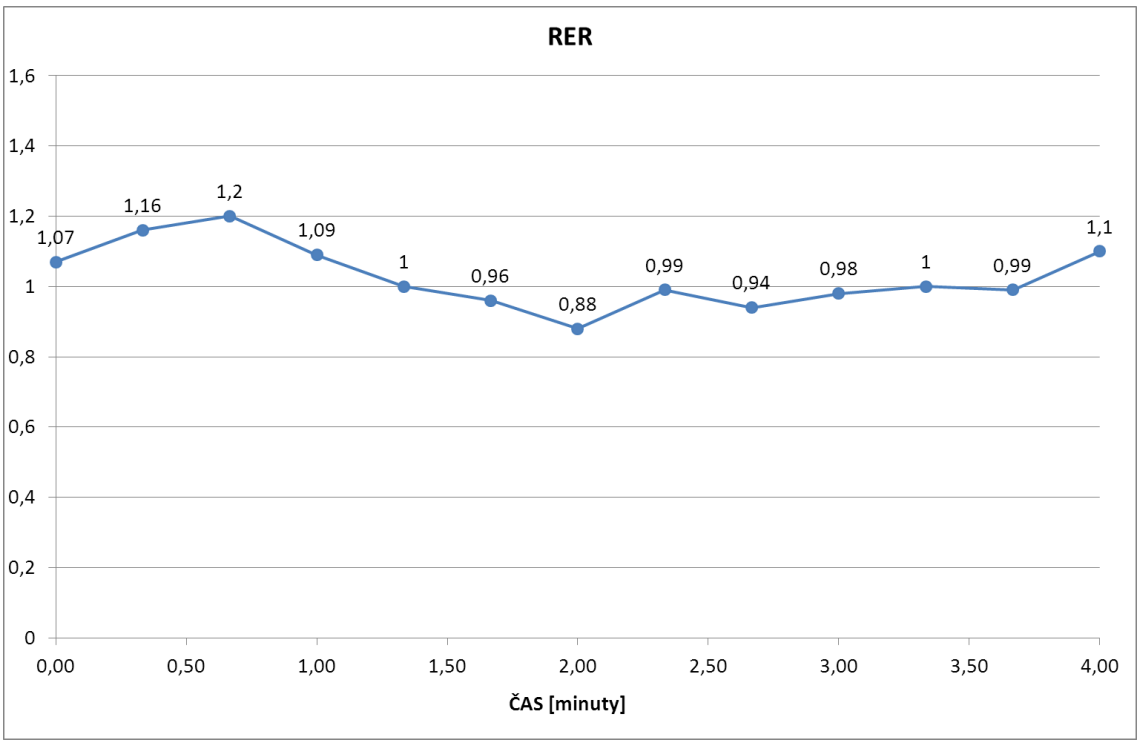
Obrázek 61: Tepová frekvence



Obrázek 62: Dechová frekvence



Obrázek 63: Dechový objem



Obrázek 64: Poměr respirační výměny VCO2/VO2

Proband č. 10 - S.M., testován na vozíku

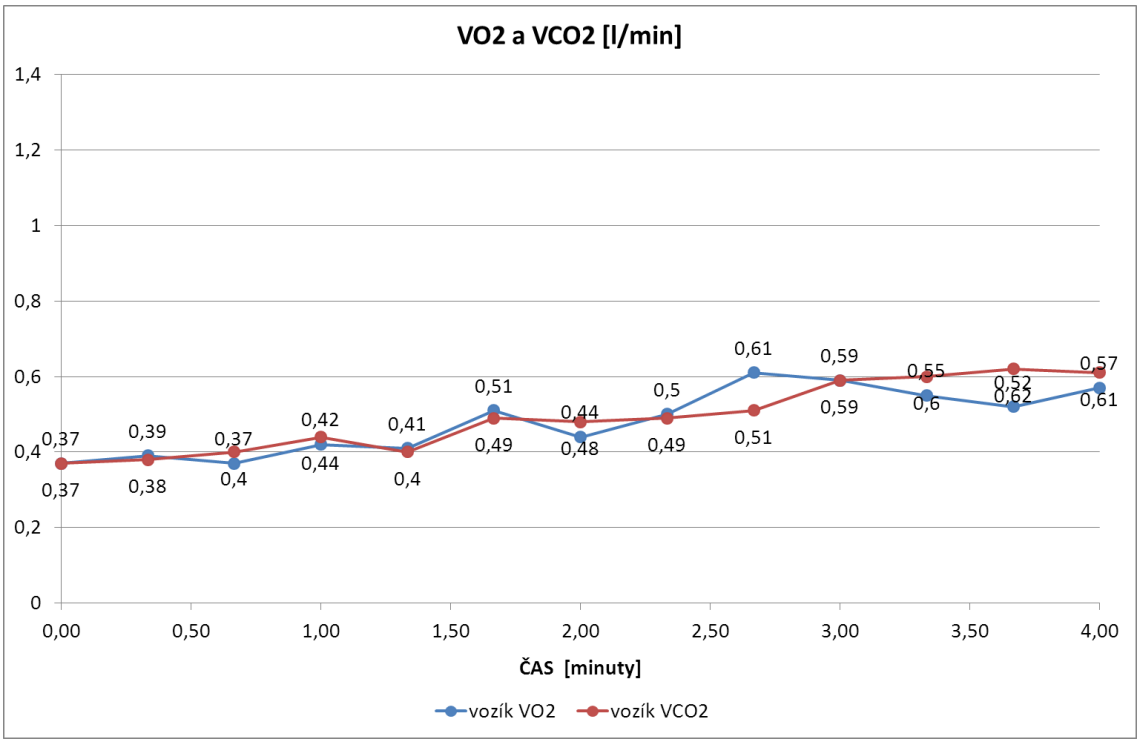
Anamnestická data: 81 – letý polymorbidní pacient s amputací v pravém stehně (72 kg, 100 cm)

OA: esenciální arteriální hypertenze, ischemická choroba dolních končetin, chronická renální insuficience, fibrilace síní, hyperurikémie

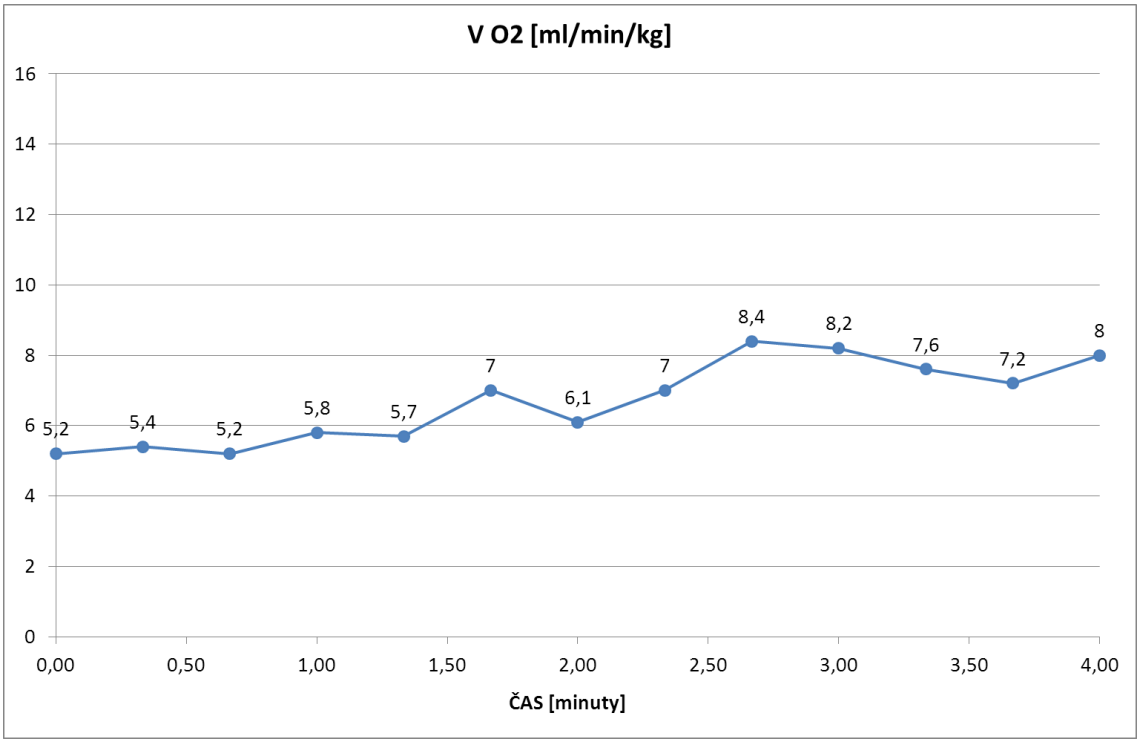
FA : antihypertenziva (ACE inhibitor, diuretikum), antiagregans, antiarytmetikum, blokátor tvorby kyseliny močové

Rychlost při jízdě na vozíku = 0,375 m/s

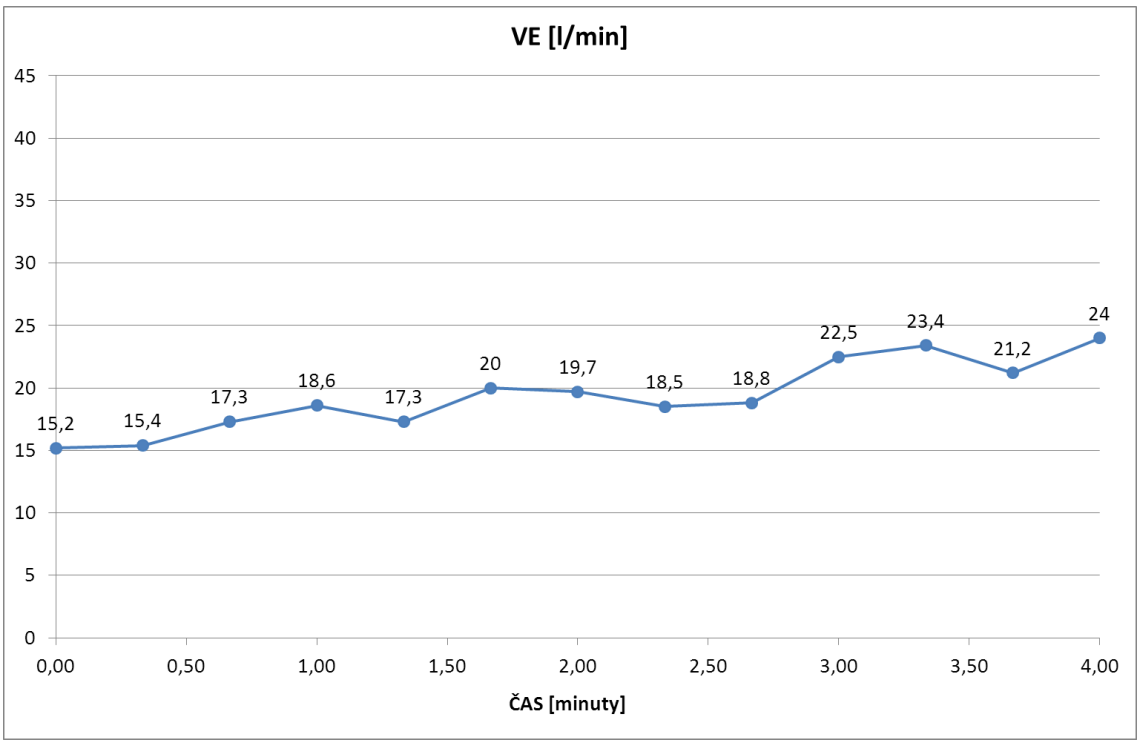
Celková práce (vozík) = 40,13 kJ Výkon (vozík) = 0,167 kW



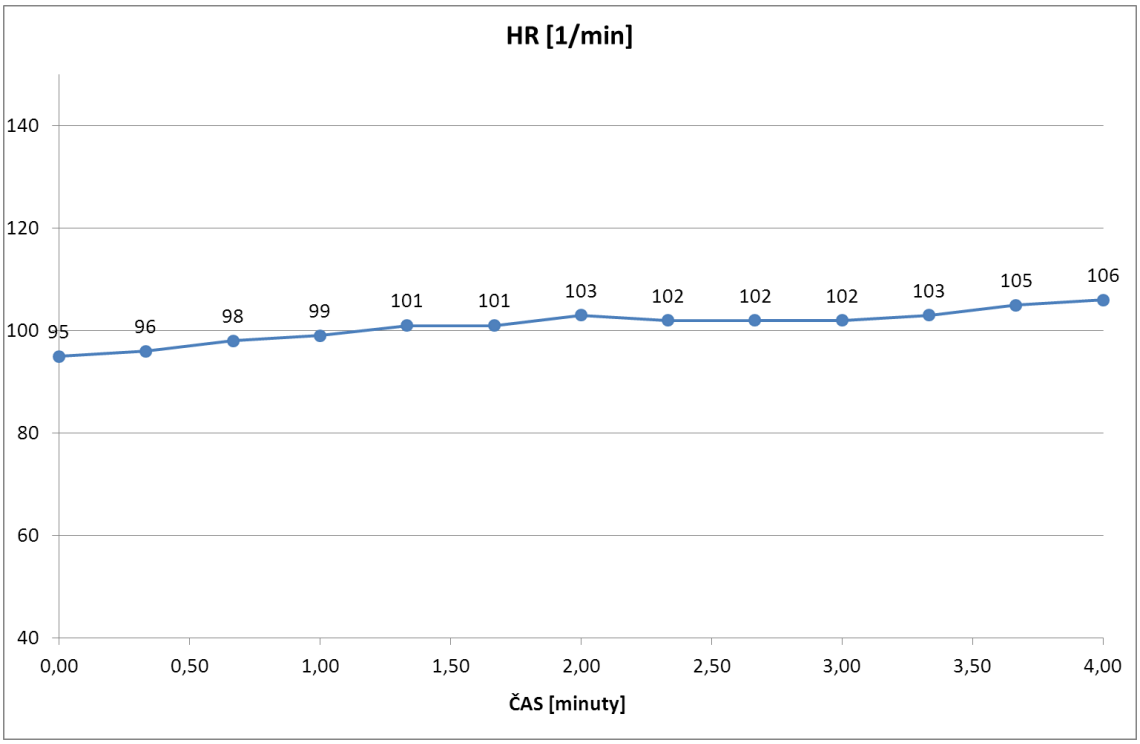
Obrázek 65: Spotřeba kyslíku a objem vydechovaného CO2



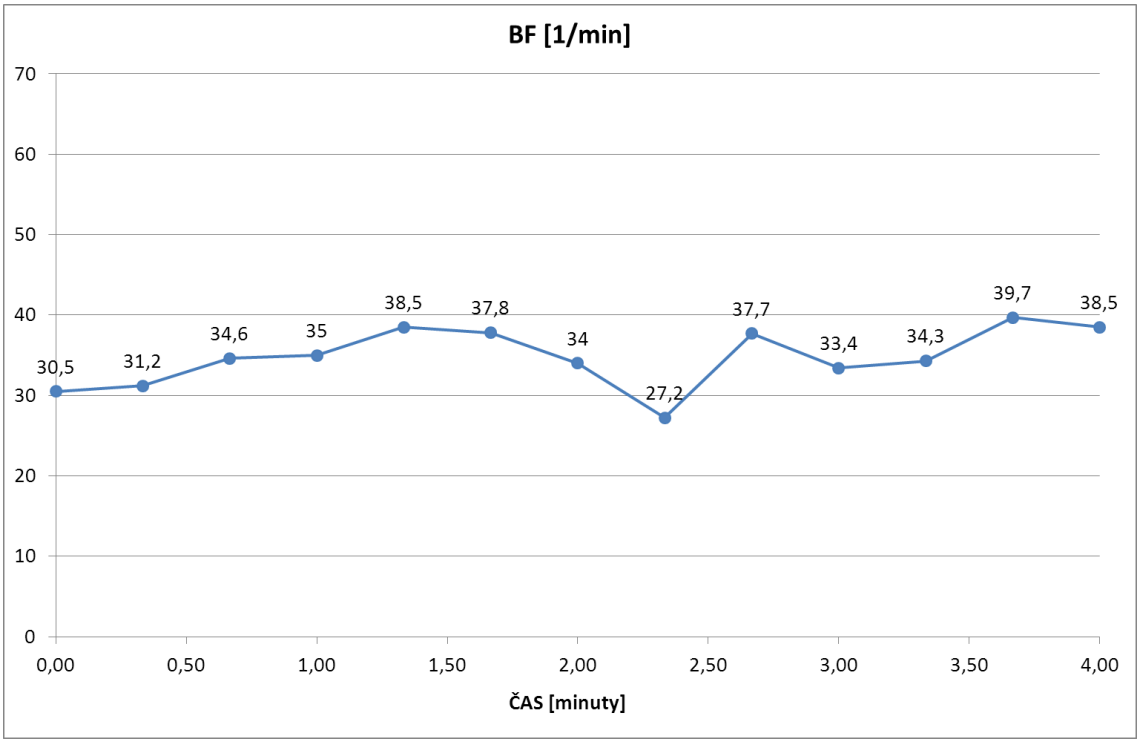
Obrázek 66: Minutová spotřeba kyslíku



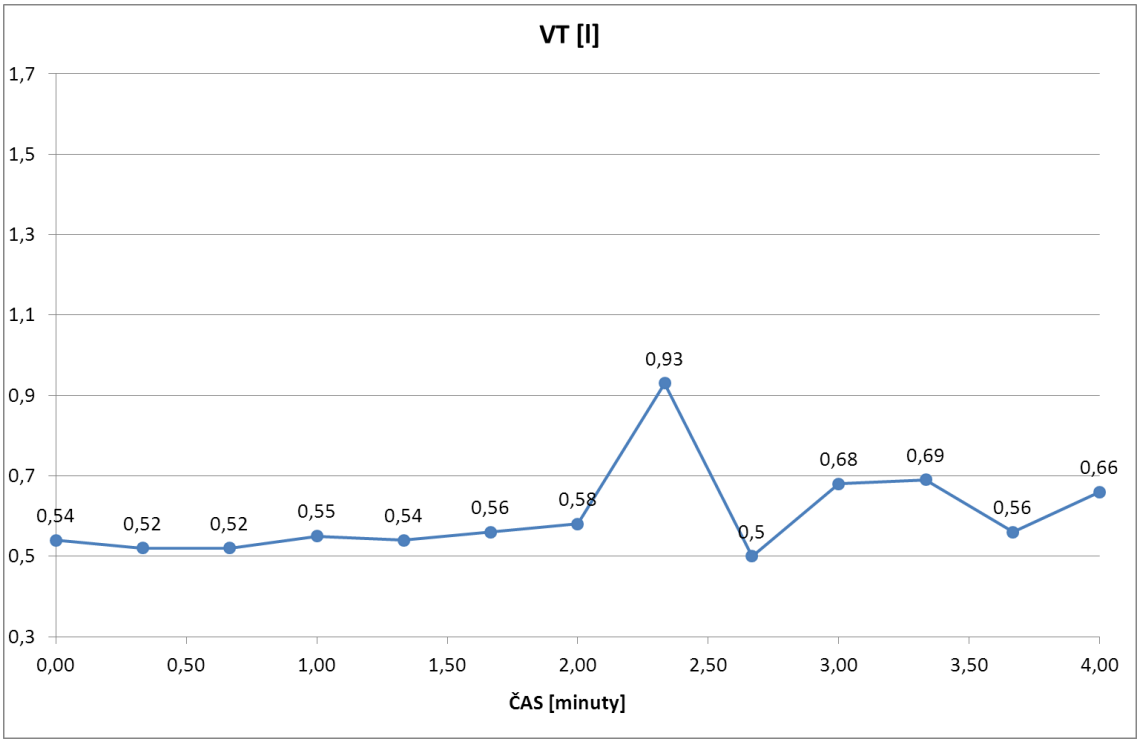
Obrázek 67: Minutová ventilace



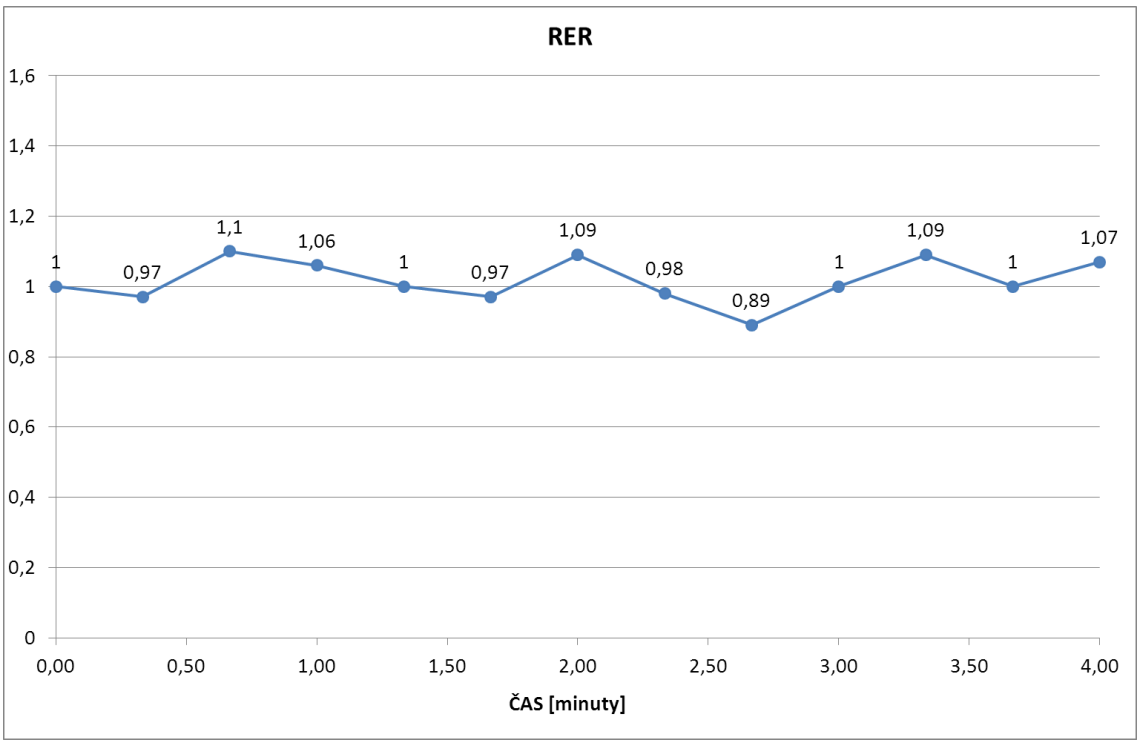
Obrázek 68: Tepová frekvence



Obrázek 69: Dechová frekvence



Obrázek 70: Dechový objem



Obrázek 71: Poměr respirační výměny VCO2/VO2

Proband č. 11 – B.E., testován na vozíku

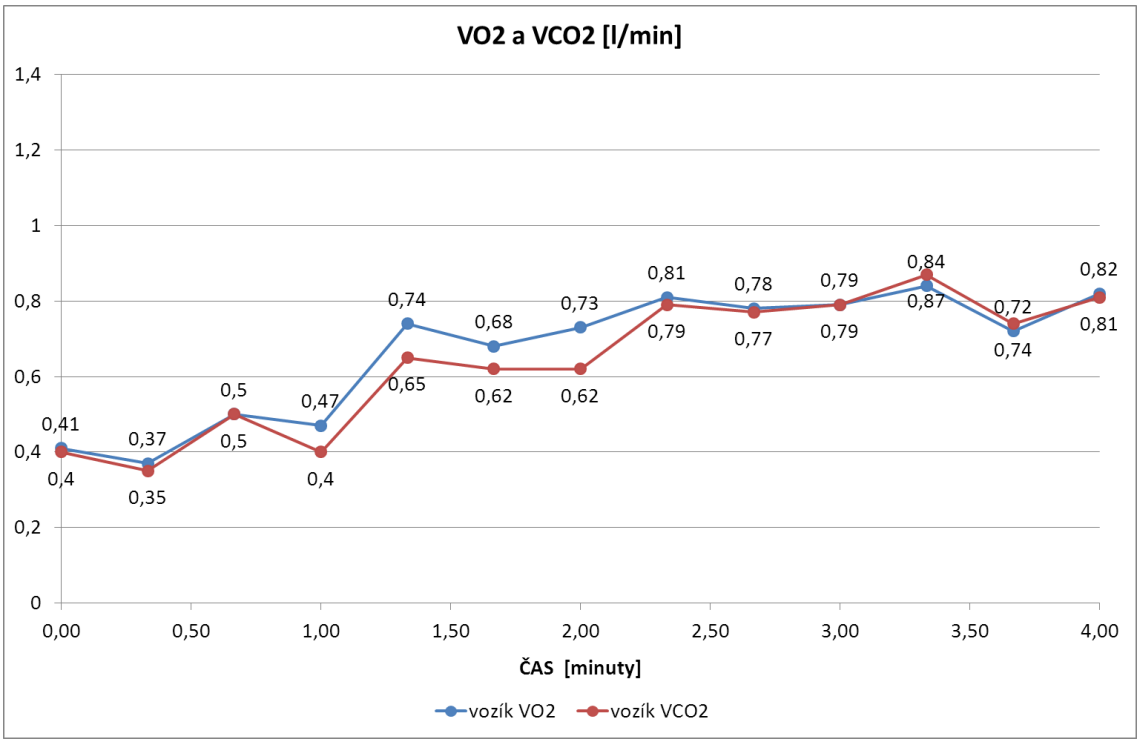
Anamnestická data: 66 – letý polymorbidní pacient s exartikulací v Chopartově kloubu vlevo (107 kg, 173 cm)

OA: esenciální arteriální hypertenze, diabetes mellitus 2. typu s orgánovou manifestací (diabetická retinopatie, nefropatie, neuropatie), ischemická choroba srdeční (st.p. CABG), ischemická choroba dolních končetin (st.p. PTA), hyperlipidémie

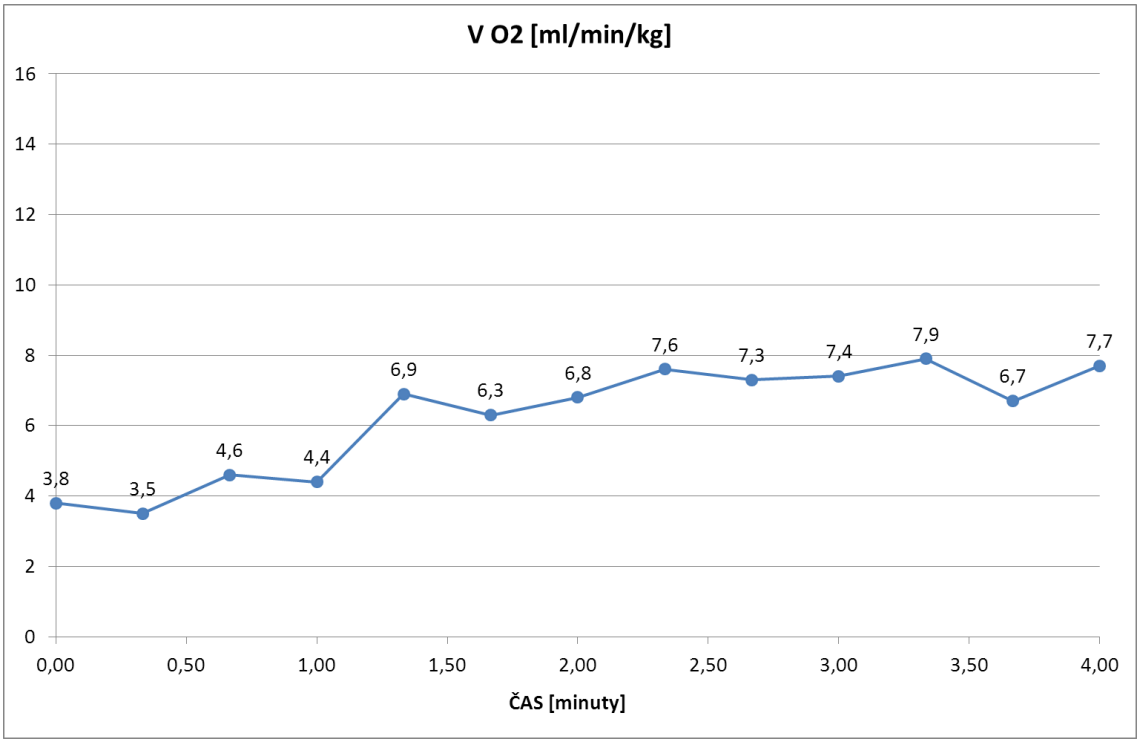
FA: antiagregans, antihypertenziva (ACE inhibitor, diuretikum, antagonista angiotensinu II), hypolipidemikum (statin), standartní inzulinový režim, cytoprotektivní antiischemikum

Rychlost při jízdě na vozíku = 0,625 m/s

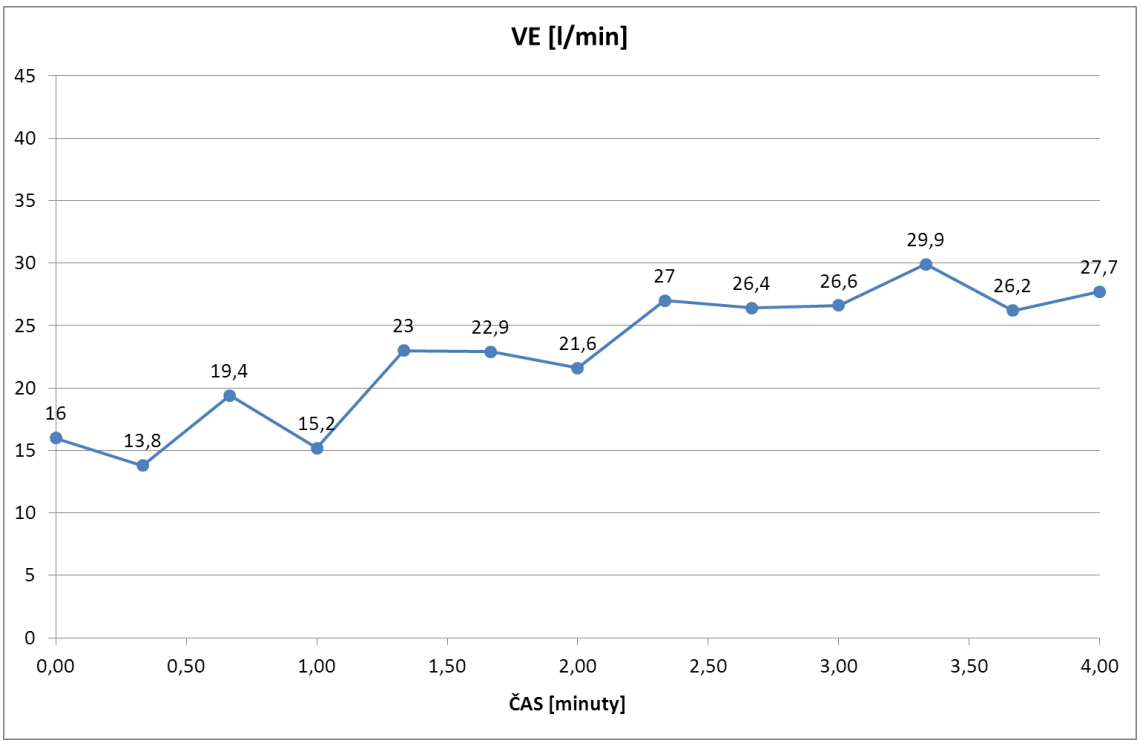
Celková práce (vozík) = 62,7 kJ Výkon (vozík) = 0,261 kW



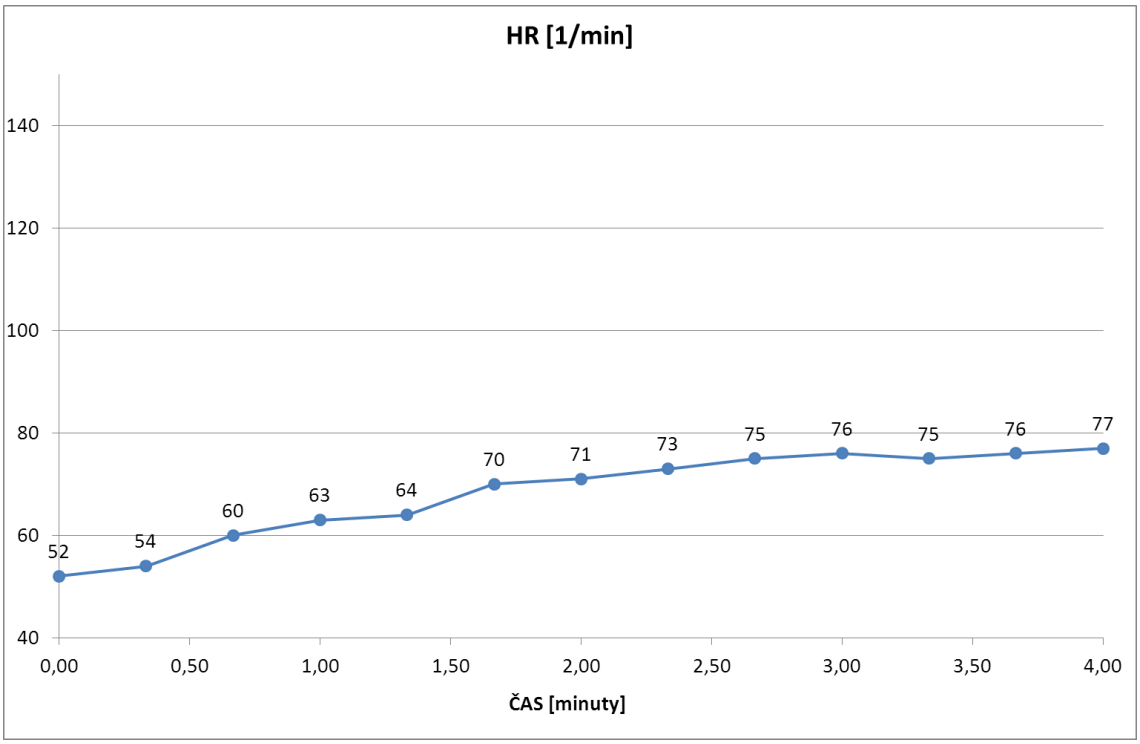
Obrázek 72: Spotřeba kyslíku a objem vydechovaného CO2



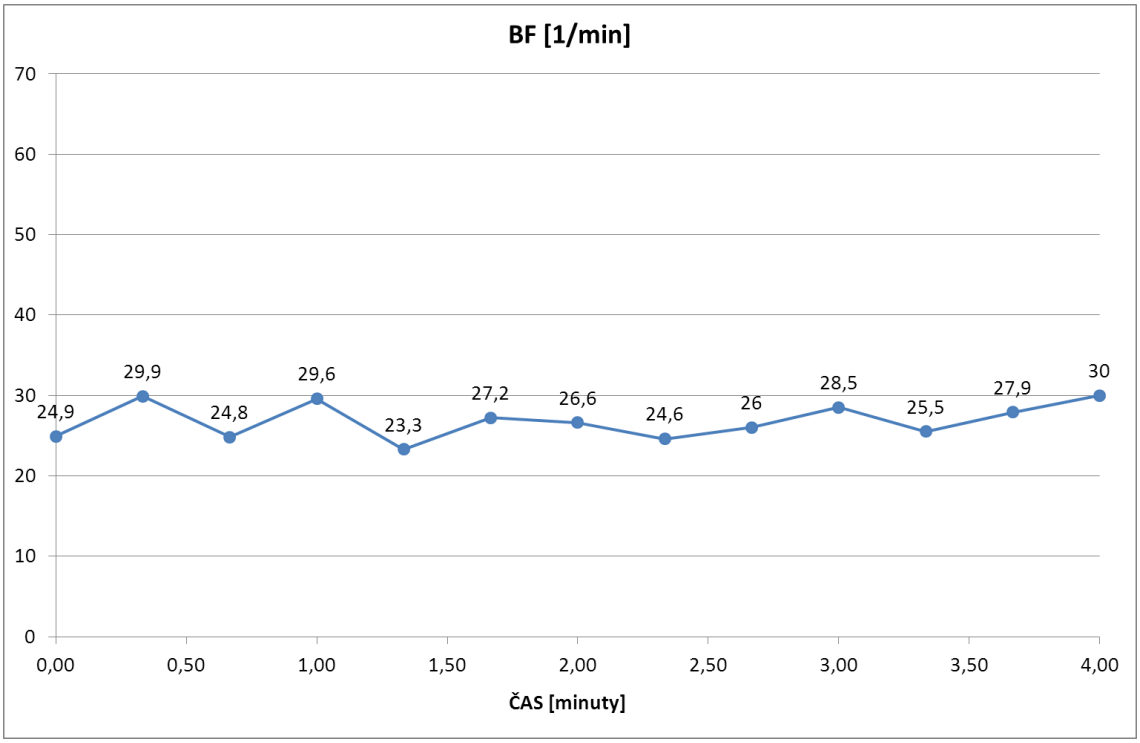
Obrázek 73: Minutová spotřeba kyslíku



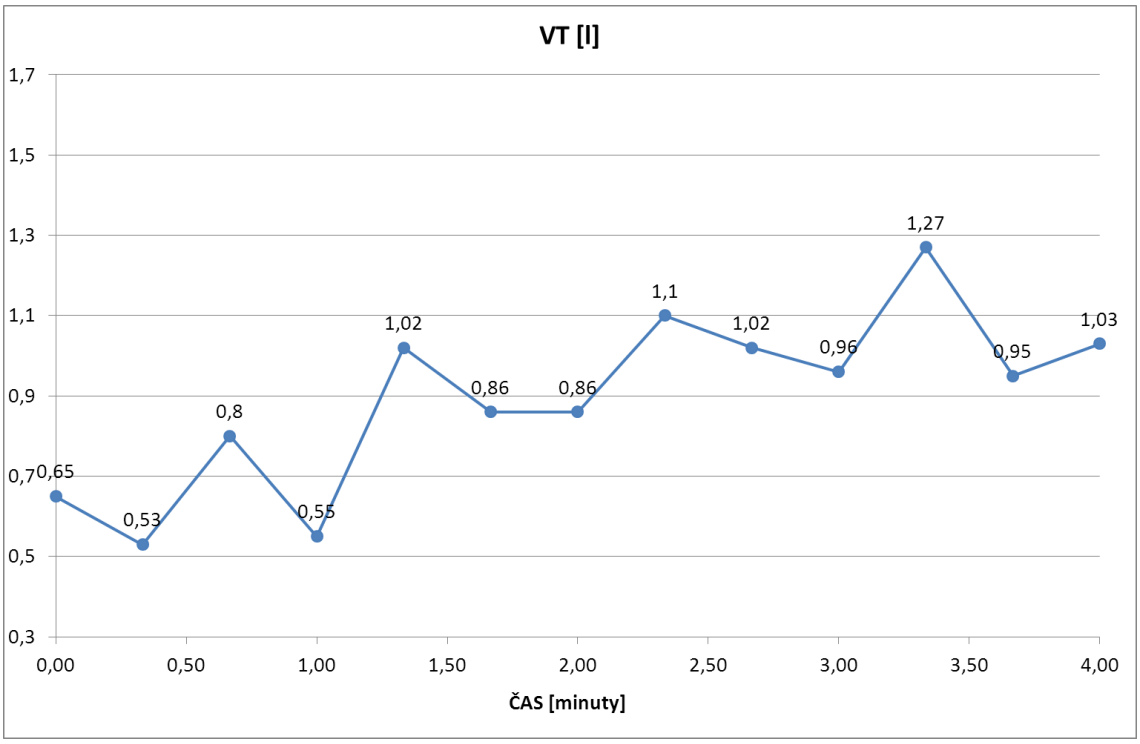
Obrázek 74: Minutová ventilace



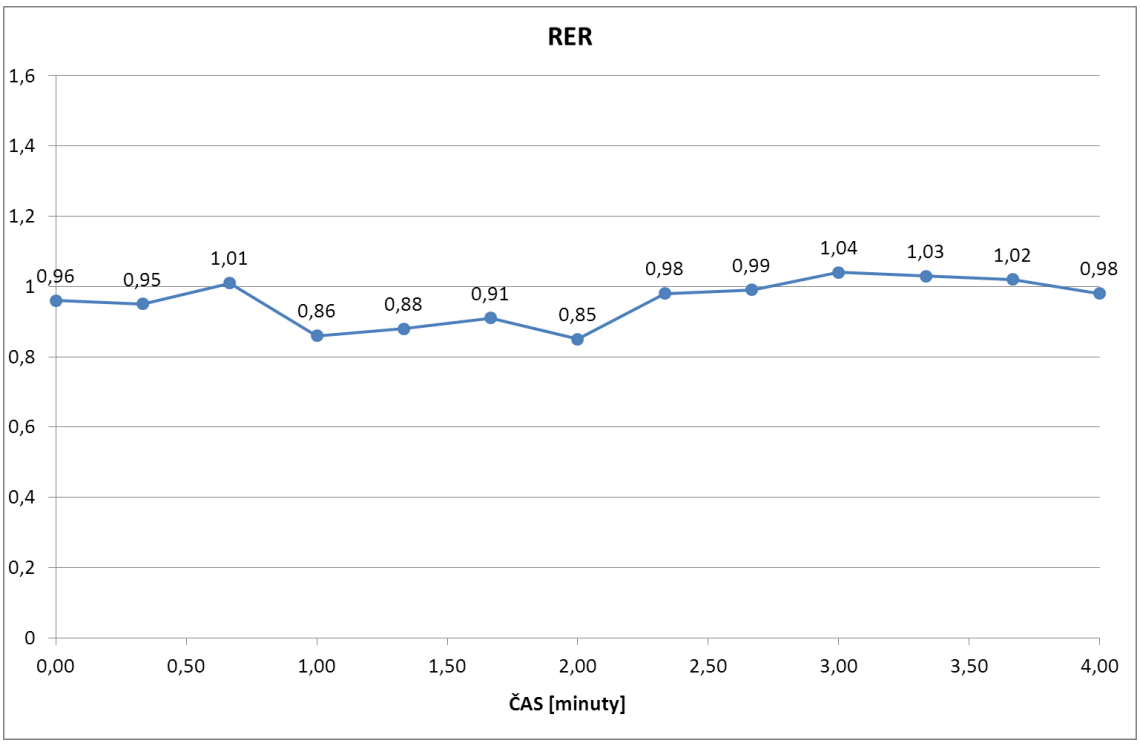
Obrázek 75: Tepová frekvence



Obrázek 76: Dechová frekvence



Obrázek 77: Dechový objem



Obrázek 78: Poměr respirační výměny VCO2/VO2

5. DISKUZE

5.1 Tepová frekvence (SF)

Bezesporu zajímavým ukazatelem jest tepová frekvence. U 3 testovaných probandů (Proband č.4 – betaxolol, č.5 – betaxolol, č.6 – bisoprolol) byla zjištěna farmakologická látka, jež má na srdeční frekvenci negativní chronotropní efekt. Proto můžeme brát v potaz jak klidovou tak, v našem měření, maximální dosaženou tepovou frekvenci všech probandů vyjma těchto 3 jedinců.

Bylo provedeno několik studií, zabývajících se SF, systolickým objemem, cirkulujícím objemem a vůbec kardiovaskulárními změnami po ztrátě části dolní končetiny, které prokázaly, že změny v těchto parametrech oproti zdravé populaci nejsou u amputovaných statisticky signifikantní. Daleko větší vliv na výše zmiňované parametry mají komorbidity, jimiž sledovaní probandi trpí (metabolický syndrom, ischemická choroba srdeční, aterosclerosis universalis, etc.).

Pro letmý odhad maximální dosažitelné srdeční tepové frekvence byla použita jednoduchá rovnice: 220 – věk = maximální SF (Máček, 2011). Žádný z testovaných jedinců se k této hranici neblížil.

Z tepové frekvence můžeme ovšem vydedukovat ještě další závěr. Anaerobní práh většiny pacientů se v tomto věku pohybuje kolem 60 – 65 % z maximální dosažené tepové frekvence. Daleko lepším a přesnějším ukazatelem anaerobního prahu je ovšem poměr respirační výměny VCO2 / VO2 (RER) diskutovaný níže.

V grafech (Obrázek 7, 14, 20), jež jsou uvedeny v kapitole **4 VÝSLEDKY**, jsme porovnávali tepové frekvence u 3 probandů testovaných jak na ortopedickém vozíku tak při chůzi s dvoubodovou oporou (francouzské berle). Jak je z těchto schémat patrné, byla při lokomoci s francouzskými holemi ve všech případech vždy tepová frekvence vyšší než při pohybu na ortopedickém vozíku. Tentýž výsledek dostáváme i při matematickém porovnání výsledků (viz. tabulka 3).

Proband	Průměrná tepová frekvence vozík	Průměrná tepová frekvence berle
Číslo 1	95, 23 ± 1,63 tep/min.	104,8 ± 2,02 tep/min.
Číslo 2	64,15 ± 0,67 tep/ min.	80,69 ± 1,28 tep/min.
Číslo 3	120,46 ± 1,57 tep/min.	133,23 ± 1,74 tep/min.

Tabulka 3: Průměrná srdeční frekvence při pohybu pomocí vozíku a berlí se směrodatnou odchylkou

5.2 Dechová frekvence (BF)

S narůstající energetickou náročností se tento měřený parametr u všech probandů zvyšoval, jakožto projev vzrůstajících saturačních nároků aktivované svalové tkáně. Klidové hodnota BF i rychlost jejího nárůstu je značně individuální záležitostí, obecně lze říci, že fyzická zdatnost je nepřímo úměrná klidové i zátěžové BF. Klidová dechová frekvence se pohybuje okolo 14 – 20 dechů za minutu a může narůstat až k hodnotám 30 – 40 dechů za minutu (Máček, 2011).

Pokud budeme opět analyzovat a porovnávat data ve dvou skupinách, pohyb na vozíku versus lokomoce s dvoubodovou oporou nedojdeme ke stejnému závěru jako v případě tepové frekvence. Tento parametr zde byl značně proměnlivý (viz grafy: obrázek 8, 15, 21 a tabulka 4).

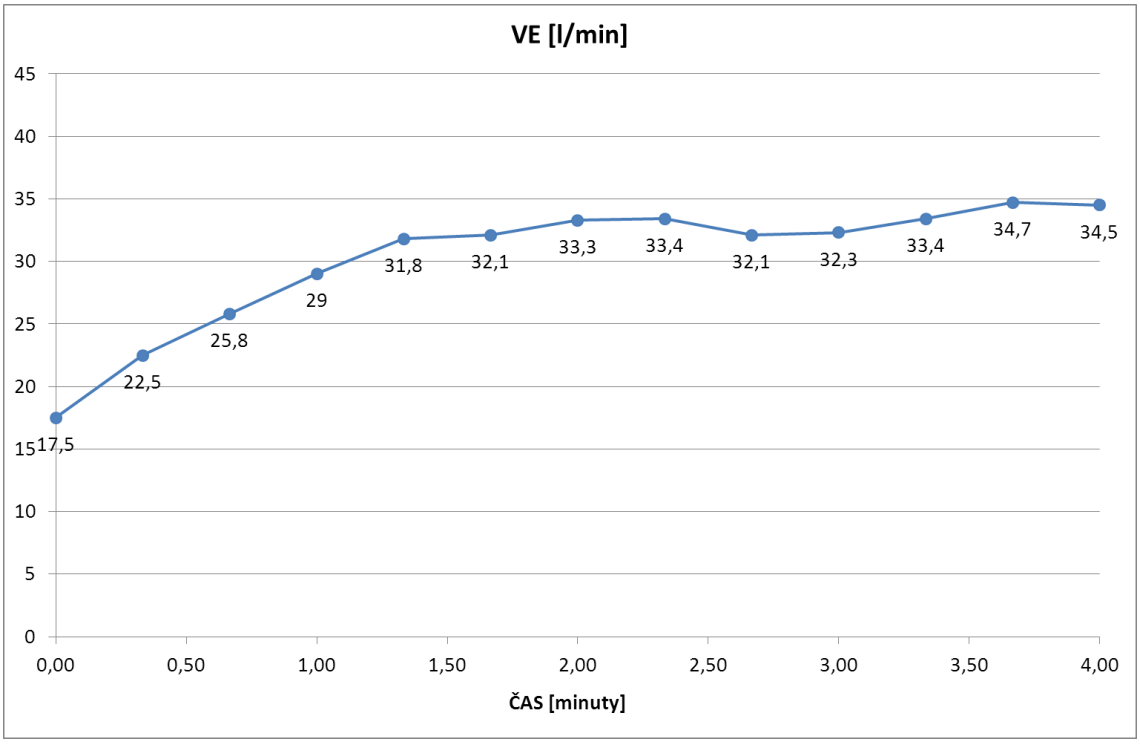
Proband	Průměrná BF – vozík [dech/min]	Průměrná BF – berle [dech/min]
Proband č. 1	22,82 ± 0,28	22,94 ± 0,32
Proband č. 2	37,58 ± 3,48	27,14 ± 3,40
Proband č. 3	30,59 ± 0,73	25,82 ± 0,55

Tabulka 4: Průměrná dechová frekvence probandů při lokomoci pomocí vozíku a berlí

5.3 Minutová ventilace (VE)

O minutové ventilaci hovoříme jako o objemu vzduchu proventilovaném za jednu minutu. Tento parametr je dán součinem velikosti dechového objemu a dechové frekvence. Hodnota klidové VE je v průměru 5 – 10 l/ minuta, opět se jedná o silně individuální záležitost, která je multifaktoriálně podmíněna. Na počátku zátěže tato hodnota rychle stoupá, posléze zůstává nějakou dobu konstantní,

aby posléze opět lehce vystoupala ke konečné hodnotě rovnovážného stavu (Máček, 2011).



Obrázek 79 : Minutová ventilace probanda č. 3 (je zde patrný dvoufázový průběh zvyšování hodnot VE)

5.4 Dechový objem (VT)

Také tento parametr se obvykle zvyšuje při zátěži už od prvního inspiria. Jedná se o objem vzduchu nadechnutého či vydechnutého jedním dechem. Jeho velikost se pohybuje v klidovém stadiu okolo 0,5 l, ale opět je tato hodnota individuální záležitostí.

5.5 Poměr respirační výměny (RER)

Je definován jako poměr objemu CO2/O2 v daném časovém úseku, bez dosažení rovnovážného stavu. Hodnotu RER ovlivňují některé stavy. Hyperventilace, která je při zátěži nejmarkantněji zvýrazněna po překročení anaerobního prahu. Ale také za některých patologických stavů jako např.: metabolická acidóza, při které se

kompenzačně zvyšuje množství vydechovaného oxidu uhličitého. Hodnota respiračního výměnného koeficientu v anaerobním prahu je okolo 1,0, v maximu se pohybuje v rozmezí cca 1,10 – 1,25 (Máček, 2011). Proto když porovnáme průměrné hodnoty RER všech našich testovaných jedinců při jízdě na vozíku, docházíme k závěru, že někteří své schopnosti nadhodnotili a pohybovali se rychlostí, díky níž se ocitali v blízkosti anaerobního prahu či jej překračovali a jiní se naopak více „šetřili“.

5.6 Celková práce (W)

Mechanická práce je skalární veličina definovaná jako skalární součin vektoru síly a vektoru dráhy, na které síla působí. Druhý pohled na definici práce poukazuje na fakt, že práce souvisí se změnou energie. Logicky z těchto definic vyplývá, že u energeticky náročnější varianty lokomoce bude celková práce vyšší. Touto náročnější lokomocí byl ve všech testovaných případech pohyb s dvoubodovou oporou (viz. tabulka 5, 6, 7).

Průměrná práce vynaložená na 4 minutový pohyb pomocí invalidního vozíku každého ze všech 11 probandů byla 47,53 kJ se směrodatnou odchylkou ± 14,65.

5.7 Celkový výkon (P)

Tato hodnota vypočítaná z celkové práce (viz. kapitola **3, METODIKA MĚŘENÍ**) nám potvrdila naši počáteční hypotézu. U vynaložené práce na lokomoci pomocí vozíku jsme prokázali signifikantní rozdíl v našich dvou porovnávaných skupinách (berle versus vozík). Jak ukazují tabulky níže (tabulka 5, 6, 7), je pohyb na vozíku energeticky méně náročný než pohyb o francouzských holích.

Proband č. 1	Celková práce [kJ]	Výkon [kW]
Vozík	33,44	0,133
Berle	73,57	0,306

Tabulka 5: Hodnoty celkové práce a výkonu při rozdílných lokomocích

Proband č. 2	Celková práce [kJ]	Výkon [kW]
Vozík	29,26	0,122
Berle	51	0,213

Tabulka 6: Hodnoty celkové práce a výkonu při rozdílných lokomocích

Proband č. 3	Celková práce [kJ]	Výkon [kW]
Vozík	78,58	0,327
Berle	96,14	0,401

Tabulka 7: Hodnoty celkové práce a výkonu při rozdílných lokomocích

Průměrný výkon při jízdě na vozíku každého ze všech 11 jedinců byl 0,2 kW se směrodatnou odchylkou ± 0,06.

5.8 Statistická významnost dat

Posouzení statistické významnosti rozdílu výkonů při jízdě na invalidním vozíku a při chůzi s dvoubodovou oporou, nebylo provedeno. Jelikož neznáme rozdělení pravděpodobnosti pro tento problém je běžně uváděný požadavek na minimální počet 30 pozorování.

Většina metod testování statistické významnosti je založena na asymptotice, což jednoduše řečeno znamená, že jejich přesnost se zvyšuje s počtem pozorování limitně se blížících nekonečnu. Proto s naším počtem testování nevystačíme k posouzení statistické významnosti rozdílů ve výkonech vozík vs. berle.

5.9 Porovnání s jinými zdroji

Z nám dostupných zdrojů jsme vyhledali pouze pár studií, které by se zabývaly energetickou náročností lokomoce u amputovaných jedinců, ovšem měřením výkonů se nezabývala žádná z námi nalezených studií.

Studie (Waters, 1976) se zabývala energetickou náročností při pohybu jedinců, s rozdílnou výškou amputace dolní končetiny, s ortopedickou protézou. Jednalo se o vzorek 70 testovaných probandů s amputací dolní končetiny v různých věkových skupinách se zástupci z obou pohlaví. Jednou z testovaných složek bylo i měření náročnosti chůze bez ortopedické protézy, pouze s dvoubodovou oporou (francouzské hole) a její porovnání s lokomocí pomocí protézy. Po analýze dat došli autoři k následujícím závěrům. Analýzou tepových frekvencí došli k závěru, že tepová frekvence testovaných jedinců dosahovala vyšších hodnot při pohybu o berlích, dalším sledovaným parametrem byla spotřeba kyslíku, která také signifikantně vzrostla u pohybu bez protézy, totéž se týkalo i poměru respirační výměny.

V kontrastu s touto studií námi naměřená data vykazovala obdobné výsledky, i když námi porovnávané skupiny v sobě porovnávaly pohyb na ortopedickém vozíku versus pohyb s francouzskými holemi.

Logickou dedukcí dat naší a výše uvedené studie docházíme k závěru, že pohyb o berlích vykazuje největší energetickou náročnost u amputovaných jedinců z vaskulární indikace, což vzhledem k častému postižení kardiovaskulárního systému v pokročilém věku není jistě žádoucí.

V testované skupině 3 probandů, která svou lokomoci uskutečňovala pomocí francouzských berlí bychom mohli porovnat jisté parametry se „zdravou“ populací téhož věku. Ovšem ani jeden z našich pacientů nedosáhl potřebného maxima, které je ve většině standardů pro aerobní výkonost jedinců uváděna jako hlavní porovnávací kritérium. Naši pacienti se pohybovali rychlostí, kterou si zvolili sami, proto nelze zde hovořit o VO2 max, nýbrž pouze VO2 peak. Pokud porovnáme tyto naměřené hodnoty s populačními normami (tabulka 8), které publikoval tým prof. Ing. Václava Bunce, CSc., drží se naši probandi spíše na dolní hranici výkonosti populace. Ovšem tým výše zmiňovaného profesora testoval „zdravější“ vzorek populace než jsou naši probandi. Komorbidity našich pacientů především ateroskleróza tyto výsledky značně zkreslují,

stejně tak jako fakt, že porovnáváme pouze nejvyšší naměřenou hodnotu VO2 během měření, nikoliv maximum. Adekvátní studie tomuto měření nebyla dosud provedena.

	Snížené		Dobré		Vynikající	
Věk	**Rychl**	**$VO_{2max}.kg^{-1}$**	**Rychl**	**$VO_{2max}.kg^{-1}$**	**Rychl**	**$VO_{2max}.kg^{-1}$**
(r)	(km/h)	(ml/kg.min)	(km/h)	(ml/kg.min)	(km/h)	(ml/kg.min)
55	5.3	22.6	**6.1**	**29.1**	6.8	35.3
60	5.1	21.1	**5.9**	**27.6**	6.7	33.9
65	4.9	19.9	**5.7**	**26.2**	6.5	32.8
70	4.8	18.6	**5.5**	**24.7**	6.3	31.3
75	4.6	17.4	**5.3**	**23.3**	6.2	29.9
80	4.5	16.5	**5.2**	**21.8**	6.0	28.5

Tabulka 8: Standardy aerobní zdatnosti publikované týmem prof. Bunce (s laskavým svolením prof. Ing. Bunce, CsC.)

Věk	Rychlost [km/h]	VO2 peak [ml/kg.min]
Proband č.1 (46 let)	2,7	14,9
Proband č.2 (76 let)	0,68	15,2
Proband č.3 (63 let)	2,25	15,1

Tabulka 9: aerobní zdatnost (VO2 peak) testované kohorty

Pokud bychom vzali standardy profesora Bunce za druh pohybu jako takového může porovnat tyto výsledky i s naším „pohybem“ – jízdou na ortopedickém vozíku. V této analýze platí výše zmíněné, že za VO2 max dosadíme opět VO2 peak. Opět i v tomto případě docházíme k závěru, že naše kohorta se pohybuje spíše na dolní hranici a pod ní, co se týče aerobní výkonosti měřené pomocí VO2 max.

V 80. letech minulého století byla provedena studie (Hilbers, 1987), jež byla publikována v roce 1987 v časopise Journal of the American Physical therapy Association. Pokus proběhl se skupinou paraplegických lidí mladého věku bez kardiovaskulárního onemocnění, na kterých zkoumali vliv typů invalidních vozíků

(ortopedický vozík versus sportovně upravený vozík) na jejich „výkonnost“ měřenou pomocí analýzy exspiračních plynů a tepové frekvence. Výsledky jasně poukázaly na skutečnost, že používání ortopedického vozíku klade výrazně vyšší nároky na energetický výdej a to konkrétně přibližně o cca 17 % oproti jízdě na sportovně upraveném vozíku. Tento fakt má výrazný dopad na ADL (activity of daily living – aktivita všedního dne), kde používání sportovního vozíku jako lokomočního prostředku výrazně snižuje energetický výdej a tím pádem de facto „šetří síly”.

Tyto závěry ovšem neukazují nic o výkonu jednotlivých jedinců jako takových. V našem případě nelze říci, že by použití sportovně upraveného vozíku zvýšilo výkon našich probandů. Výkon bereme jakožto veličinu přímo úměrnou vykonané práci a nepřímo úměrnou času (P= W/t). Práce je brána jako součet kinetické energie a polohové energie dané soustavy. Polohová energie (Ep = m.g.h, kde *m* je hmotnost v kg, *g* je gravitační konstanta a *h* je výška v m) byla v našem postupu konstantní, neboť se neměnila ani hmotnost ani výška těžiště pacienta, proto je práce vlastně závislá jen na její kinetické složce (Ek = ½ mv², kde *m* je hmotnost v kg a *v* rychlost v m/s) respektive na rychlosti, jež bude při použití sportovního typu vozíku vyšší (díky menšímu tření, lehčí konstrukci a aerodynamičtějšímu tvaru). Tímto pohledem, ale hovoříme o výkonu dané soustavy (vozík a jedinec) nikoliv o výkonu pacienta.

V říjnu 2000 publikoval kolektiv autorů (Ainsworth et al., 2000) v časopise Medicine & Science in Sports & Exercise nové standardy energetické náročnosti středně těžké zátěže u mladých jedinců (průměrný věk 30 let). K porovnávání náročnosti např.: chůze určitou rychlostí oproti běhu danou rychlostí, užil tento tým jako jednotku MET (metabolic equivalent of task). 1 MET byl definován jako klidová hodnota spotřeby kyslíku 3,5 ml/min/kg ekvivalentně 1 kcal/kg/h nebo 4,184 kJ/kg/h. Dříve byl MET označován jako rychlost metabolismu při klidovém sezení (MET se tedy může pohybovat od hodnot 0,9 MET ve spánku až třeba po 16 MET při běhu 16 km/hod). Ve výše zmiňované publikaci byly jednotlivé zátěže vyjadřovány jako násobky MET. Jednou z položek byla také chůze o berlích, kde autoři uvádějí k této lokomoci energetickou náročnost cca 5 MET.

V tabulce (tabulka 10) uvedené pod tímto textem jsou uvedeny hodnoty celkové práce a z nich posléze vypočítán MET (z hodnot váhy jednotlivců viz. kapitola 4.3 Výsledky probandů a celkové doby konání práce=240s). V porovnání s uvedenými standardy (viz. výše) můžeme konstatovat, že naši probandi nedosahovali úrovně

rychlosti metabolismu uvedené v amerických standardech. Podobná studie v této věkové skupině (senioři) nebyla dosud provedena.

Proband	Celková práce [kJ]	MET
Proband č. 1	73,57	4,06
Proband č. 2	51	2,54
Proband č. 3	96,14	3,87

Tabulka 10: Hodnoty MET při chůzi o berlích

V září roku 2003 byla v časopise International jorunal of rehabilitation research zveřejněna práce (Ulkar, 2003) zabývající se náročností chůze, měřené pomocí analýzy exspiračních plynů, s pomůckami u paraplegických pacientů v kontrastu s chůzí zdravých jedinců. Závěry z této studie pokaždé uvedly pohyb zdravých jedinců za energeticky méně náročnější než pohyb s pomůckami u hendikepovaných jedinců. Při porovnávání výsledků vynaložené práce na lokomoci s berlemi či chodítkem u paraplegiků, se ukázalo jako energeticky šetrnější užití berlí.

V kontextu s touto studií i naše studie prokázala signifikantní rozdíl ve výkonech resp. vykonané práci, kde jako úspornější se jeví lokomoce na ortopedickém vozíku oproti užití francouzských berlí.

V roce 1981 proběhla studie (Fisher, 1981) jež zkoumala vliv chůze o berlích na zatížení kardiovaskulárního systému. Opět se měřila náročnost pohybu přes analýzu vydechovaných plynů a nám dobře známými parametry (VO2, VCO2 etc.). Jednalo se o 2 skupiny probandů, jedna skupina používala k lokomoci francouzské hole, druhá kontrolní skupina byla tvořena zdravými jedinci. Výsledky opět jasně prokázaly, že energie vynaložená na lokomoci s dvoubodovou oporou dosahuje prakticky dvojnásobku hodnoty energie jedinců z kontrolní skupiny.

Tento závěr výše zmiňované skupiny, opět potvrzuje skutečnost, že chůze o berlích je z kardiovaskulárního hlediska nejméně vhodná pro gerontologické pacienty, neboť je nejvíce energeticky náročná.

ZÁVĚRY

Hlavní náplní této kapitoly bude porovnání našich výsledků s našimi původními tvrzeními uvedenými v kapitole **2 CÍLE A HYPOTÉZY.**

Naší hypotézu jsme formulovali do podoby: energetická náročnost jízdy na vozíku by měla být nižší než při chůzi s dvoubodovou oporou. Z námi naměřených dat jsme tuto původní hypotézu i potvrdili. Proto můžeme na základě analýzy údajů většiny výkonnostních parametrů formulovat jeden ze závěrů: **Energetická náročnost jízdy na vozíku je v porovnání s chůzí s dvoubodovou oporou nižší.**

Druhou naši hypotézu, jež poukazovala na průměrný věk našich testovaných probandů (v dané testované kohortě budou výsledky energetické náročnosti pohybu vyšší než v ostatních obdobných studiích, neboť většina těchto prací testovala buď hendikepované sportovce či „mladé jedince"), jsme opět potvrdili. I když na tento závěr je potřeba nahlížeti s despektem. Jak již bylo uvedeno výše (podkapitola *5.9 Porovnání s jinými zdroji*), většina studií testovala a brala v potaz hodnoty VO2 max.

Naše další tvrzení a závěry vycházejí z porovnávání dat z námi provedené studie se studiemi publikovanými většinou v zahraničních zdrojích. Hlavní část těchto závěrů diskutujeme v podkapitole *5.9 Porovnání s jinými zdroji*. Při porovnávání naměřených dat s výkony jedinců uskutečňujících svou lokomoci chůzí s protézou anebo chůzí o berlích, docházíme k dalšímu závěru. **Ze 3 druhů lokomoce (jízda na vozíku, chůze o protéze a chůze o berlích) dosahuje vykonaná práce u probandů nejvyšších hodnot při chůzi o berlích. Proto je chůze s dvoubodovou oporou, vzhledem ke komorbiditám testovaných pacientů, z kardiovaskulárního hlediska nejméně vhodná.**

V podkapitole, *5.8 statistická významnost dat*, byl zdůrazněn význam kvantity pozorování k vyslovení závěrů o statistické signifikanci. Jelikož, byl námi proveden pouze velmi omezený počet testování probandů, zůstává stále otevřený prostor k dalšímu zkoumání a narůstání absolutních čísel testovaných jedinců a tím pádem i k vyslovení závěrů o statistické významnosti daných pokusů.

REFERENČNÍ SEZNAM:

AINSWORTH, B., HASKELL, W., WHITT, M. ET AL. Compendium of Physical Activities: an update of activity codes and MET intensities. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000, roč. 32, č. 9, 499 - 516. ISSN 0195-9131. [cit. 2012-03-30]. Dostupné z: http://juststand.org/Portals/3/literature/compendium-of-physical-activities.pdf

ALBERTI, K, Ralph A DEFRONZO a Paul ZIMMET. *International textbook of diabetes mellitus*. 2nd ed. New York: J. Wiley, 1997. ISBN 04-719-3930-7.

BROZMANOVÁ, B. ET AL. *Ortopedická protetika.* Martin: Osveta, 1990. 480 s. ISBN 80-217-0133-1.

ČEŠKA, R. ET AL. *Interna*. Praha: Triton, 2010, 855 s. ISBN 978-80-7387-423-0.

FINCH, J. The ancient origins of prosthetic medicine. *The lancet*. 2011, roč. 377, č. 9765, s. 548-549. ISSN 0140-6736. [cit. 2012-04-07]. Dostupné z: http://www.thelancet.com/journals/lancet/article/PIIS0140-6736(11)60190-6/fulltext

FISHER, S., PATTERSON, R. Energy cost of ambulation with crutches. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1981, roč. 62, č. 6, s. 250-256. ISSN 0003-9993. [cit. 2012-04-08]. Dostupné z: http://www.mendeley.com/research/energy-cost-of-ambulation-with-crutches/

GRIES A., ET AL. *Textbook of diabetic neuropathy*: *93 tables*. Stuttgart [u.a.]: Thieme, 2003. ISBN 15-889-0005-3.

HADRABA, I. *Ortopedická protetika – II.* část. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2006. 106 s. ISBN 80-246-1296-8

HILBERS, P., WHITE, T. Effects of wheelchair design on metabolic and heart rate responses during propulsion by persons with paraplegia. *Physical therapy*. 1987, roč. 67, č. 9. s. 1355-1358. ISSN 0031-9023. [cit. 2012-04-10]. Dostupné z: http://ptjournal.apta.org/content/67/9/1355.full.pdf

KÁLAL, J. Rehabilitace u pacientů po amputaci končetin. KOLÁŘ, Pavel et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, s. 533-540. ISBN 978-80-7262-657-1

KOLÁŘ,P. ET AL. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

KUBEŠ, R. Amputace. In DUNGL, P. ET AL. *Ortopedie.* Praha: Grada Publishing, 2005. 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.

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

PIŤHOVÁ, P. Syndrom diabetické nohy. *Dermatologie pro praxi*. 2007, 3-4, s. 144-148. [cit. 2012-04-02]. Dostupné z: http://www.solen.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=2889&magazine_id=11

PORTER, R. *Největší dobrodiní lidstva*: *historie medicíny od starověku po současnost*. V českém jazyce vyd. 1. Překlad Jaroslav Hořejší. Praha: Prostor, 2001, 807 s. Obzor (Prostor), sv. 34. ISBN 80-242-0594-7.

SOSNA, A. ET AL. *Základy ortopedie.* Praha: Triton, 2001. 175 s. ISBN 80-7254-202-8.

ULKAR, B., YAVUZER, G., GUNER, R. ET AL. Energy expenditure of the paraplegic gait: comparison between different walking aids and normal subjects. *International journal of rehabilitation research*. 2003, roč. 26, č. 3, s. 213-217. [cit. 2012-04-15]. ISSN 1473-5660. Dostupné z: http://www.mendeley.com/research/energy-expenditure-paraplegic-gait-comparison-between-different-walking-aids-normal-subjects/

WAY, L. ET AL. *Současná chirurgická diagnostika a léčba. Díl.2.* Praha: Grada Publishing, 1998. 1659 s. ISBN 80-7169-397-9.

WATERS, RL., PERRY J.,ANTONELLI D. ET AL. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. Journal of bone and joint surgery. American volume. 1976, č. 58, s. 42-46. ISSN 0021-9355. [cit. 2012-04-19]. Dostupné z: http://www.bonky.nl/images/20101010/Energy%20cost%20of%20walking%20of%20amputees%202010JBJS.pdf