

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

OVLIVNĚNÍ UKAZATELŮ ENERGETICKÉ NÁROČNOSTI CHŮZE OMEZENÍM
VARIABILITY PARAMETRŮ CHŮZOVÉHO STEREOTYPU PŘI VOLNÉ CHŮZI A NA
BĚHÁTKU

Diplomová práce

Autor: Renata Karásková, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: MUDr. Kryštof Slabý

Praha 2009

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Renata Karásková

Název diplomové práce: Ovlivnění ukazatelů energetické náročnosti chůze omezením variability parametrů chůzového stereotypu při volné chůzi a na běhátku

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Vedoucí diplomové práce: MUDr. Kryštof Slabý

Rok obhajoby diplomové práce: 2009

Abstrakt: Cílem práce bylo zhodnotit vliv změny parametrů chůze na její energetickou náročnost. Hodnotila jsem vliv kadence chůze na energetickou náročnost při volné chůzi a chůzi na běhátku. Z výsledků studie plyne signifikantní rozdíl v hodnotách energetické náročnosti při chůzi s odlišnými kadencemi od preferované při komfortní volné chůzi. Při chůzi na běhátku byly tyto signifikantní rozdíly energetické náročnosti pouze při zvýšení kadence, při snížení kadence tento rozdíl nebyl signifikantní. Při srovnání chůze na běhátku a po podlaze za stejných podmínek byl zaznamenán rozdíl v energetické náročnosti pouze při měřeních s nižšími kadencí než při preferované chůzi.

Klíčová slova: chůze, variabilita, kadence, běhátko, energetická náročnost

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliografická identifikace v angličtině

Author's first name and surname: Renata Karásková, BA.

Title of the master thesis: The susceptibility of indicators of energy expenditure by lowering stride variability in human gait during floor and treadmill walking

Department: Department of rehabilitation and exercise medicine

Supervisor: Kryštof Slabý, MUDr.

The year of presentation: 2009

Abstract: The target of the work was to evaluate influence of gait parameters changes on energy expenditure. I evaluated influence of cadence on energy expenditure during floor and treadmill walking. The effect of different cadence from preferable one was significant during floor walking in all cases. During treadmill walking the difference between energy expenditure was indicated only during walking with higher cadence from comfortable one. There were not significant differences by lowering cadence in comparison with comfortable walking. When comparison between floor and treadmill walking was carried out, the significant difference was only during walking with slower cadence. In other cases the difference was not significant.

Keywords: gait, cadence, treadmill, variability, energy expenditure

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala a samostatně pod vedením MUDr. Kryštofa Slabého, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Praze dne 17. 4. 2009

.....

Poděkování autora

Děkuji MUDr. Kryštofovi Slabému za cenné rady a návrhy při vedení a zpracování diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat dalším zaměstnancům Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství, kteří mi pomohli při realizaci praktického pokusu.

OBSAH

1 ÚVOD.....	8
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	9
2.1 Charakteristika chůze.....	9
2.1.1 Krokový cyklus.....	9
2.1.2 Funkce dolních končetin.....	10
2.2 Centrální řízení lokomoce.....	14
2.2.1 Neurální komponenty řízení lokomoce.....	14
2.2.2 Interakce lokomoce a periodických cyklů.....	19
2.2.2.1 Interakce kardio-respiro-lokomočních cyklů.....	19
2.2.2.2 Interakce rytmu a kardiorespiračních cyklů.....	21
2.3 Variabilita lokomoce.....	22
2.3.1 Časoprostorové charakteristiky chůze.....	22
2.3.2 Faktory ovlivňující chůzi.....	23
2.3.2.1 Antropometrické parametry a chůze.....	23
2.3.2.2 Věk a charakteristika chůze.....	23
2.3.2.3 Rychlost a variabilita chůze.....	26
2.3.2.4 Kadence, délka kroku a variabilita chůze.....	27
2.3.2.5 Srovnání časových a prostorových charakteristik chůze na běhátku a po podlaze....	28
2.4 Energetická náročnost chůze.....	31
2.4.1 Měření energetické náročnosti.....	31
2.4.2 Výdej energie při chůzi.....	34
2.4.3 Faktory ovlivňující výdej energie.....	36
3 Cíle a hypotézy.....	37
Hypotézy.....	37
HO1.....	37
HO2.....	37
HO3.....	37
4 METODIKA.....	38
5 VÝSLEDKY.....	40
Hypotéza HO1.....	40
Hypotéza HO2.....	43
Hypotéza HO3.....	45
6 DISKUZE.....	48
7 ZÁVĚR.....	53
8 SOUHRN.....	54
9 SUMMARY.....	56
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	58
11 PŘÍLOHY.....	62

POUŽITÉ SYMBOLY A ZKRATKY

BG	bazální ganglia
CW	komfortní chůze
CCW	kadencí kontrolovaná chůze
CPG	centrální generátory pohybových vzorů
CNS	centrální nervová soustava
DKK	dolní končetiny
DF	dorzální flexe
EEI	energy expenditure index daný vztahem (TF chůze – TF klidu) / rychlost chůze
FL	kombinace frekvence a délky kroku
GC	krokový cyklus (gait cycle)
HAT	težiště hlavy krku a trupu
HR	tepová frekvence(heart rate)
MLO	mezencefalická lokomoční oblast
O ₂ cost	příjem kyslíku vztážený na ušlou vzdálenost (energy cost), dáno vztahem VO ₂ /V
O ₂ rate	příjem kyslíku
PCI	physiological cost index = (TF chůze – TF klidu) / rychlost chůze
PF	plantární flexe
R-R	interval mezi následnými QRS komplexy
TF	tepová frekvence
VO ₂	příjem kyslíku (ml/kg/min)
VO _{2 net}	čistý příjem kyslíku $VO_{2 net} = VO_{2 gross} - O_{2 klid}$
VO _{2 gross}	celkový příjem kyslíku
V	rychlost chůze

1 ÚVOD

Chůze je nejpřirozenějším pohybem člověka. Chůze člověku zajišťuje schopnost volně se pohybovat v prostoru a dosáhnout svého cíle. A snad i proto jedna z prvních otázek lidí po úrazu páteře je, zda-li ještě někdy v životě budou chodit. I proto se výzkumu chůze věnuje významná pozornost.

Způsob chůze je pro každého člověka zcela specifický. Již z dálky poznáme jen podle způsobu chůze, kdo k nám jde, i když ještě nerozpoznáme jeho obličej. I přesto, že máme každý svůj typický charakter chůze, neustále se přizpůsobujeme vnitřním i vnějším podmínkám. Měníme jej např. podle toho, zdali spěcháme nebo se procházíme po parku, zda-li jdeme na výstup do hor, nebo chodíme po chodníku ve městě či zajdeme do posilovny na běhátko.

Při srovnání běžného způsobu chůze člověka při běhu na běhátku či cvičení, při nichž je udržována přímočará trajektorie, se způsobem pohybu hominidů zahrnující různé způsoby pohybu zahrnující občasnou kvadrupedální lokomoci po pěstech ve variabilních terénech, šplhání po stromech které postupně vedlo k postupnému bipedalismu, zjišťujeme postupný pokles variabilit lokomoce u dnešního člověka (Schmidt, 2003).

Možná z těchto a mnoha dalších důvodů je studium lokomoce věnována taková pozornost. Většina výzkumů týkajících se chůze je často měřena v laboratorních podmínkách na běhátku. Tento způsob chůze přináší své výhody pro měření z hlediska možnosti pořízení dat za steady-state podmínek, při stálé rychlosti a směru. Při běžné chůzi dochází k průběžnému zpomalování či zrychlování chůze. I když se člověk snaží udržet stále stejnou rychlost, postupně se jeho chůze vychyluje od počátečních hodnot, zpomaluje či zrychluje a mění směr chůze, což má vliv na proměnlivou progresi z hlediska rychlosti i směru.

Zmíněná proměnlivost se projeví s určitostí na mnoha faktorech jak metabolických, psychologických či neuromuskulárních. Toto je jedním z hlavních důvodů proč jsem se zaměřila ve své práci na srovnání chůze na běhátku a na vodorovné ploše za srovnatelných podmínek. Srovnatelné podmínky byly zajištěny chůzí probanda dle metronomu, a tedy jeho kadence kroků a rychlost byla udržována konstantní v obou případech chůze. Stejně tak jako na běhátku existuje i zde proměnlivost daných faktorů. Otázkou tedy zůstává, zda-li chůze na běhátku a po vodorovné ploše za konstantních podmínek je naprosto srovnatelná.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Charakteristika chůze

2.1.1 Krokový cyklus

Krokový cyklus je složen ze dvou fází a to stojné a švihové. Fáze stojná se dále dělí na první fázi dvojné opory, oporu o jednu dolní končetinu a druhou fázi dvojné opory. Časové rozložení stojné a švihové fáze je 60 % stojné a 40 % švihové fáze. Stojnou fází lze dále rozdělit na dvojnou stojnou fází (10 %) a oporu o jednu končetinu (40 %).

V závislosti na rychlosti chůze se zvyšující se rychlostí klesá dvojná fáze opory a prodlužuje se opora o jednu končetinu, při snižování rychlosti je tomu naopak.

Krokový cyklus se dělí na dvě výše zmíněné periody, následně na tři dílčí fáze a na osm konečných fází. Perioda stojná se dělí na první fázi dvojné opory, oporu o jednu končetinu a druhou fází dvojí opory.



Obrázek 1 Fáze krokového cyklu (Valouchová, 2001)

První fáze dvojí opory je velmi důležitou částí chůze. Dochází zde k absorpci nárazu, počáteční stabilitě končetiny a zpomalení progresu kroku. Dělí se na fázi iniciálního kontaktu a reakci na zatížení. Začíná počátečním kontaktem nohy s podložkou, zpravidla paty a končí zvednutím druhé nohy od podložky. Zaujímá zpravidla 10 % krokového cyklu (GC).

Následuje fáze opory o jednu končetinu, která se skládá ze dvou dílčích fází, a to střed stojné fáze a terminální stojná fáze.

Střed stojné fáze je v rozmezí 10-30 % krokového cyklu. Začíná odlepením druhé nohy od podložky a končí přesunem váhy přes přednoží stojné nohy, která je zajištěna stabilitou dolní končetiny a trupu. V této fázi opory o jednu končetinu současně probíhá druhá DK s fází švihovou.

Terminální stojná fáze (30-50 % GC) začíná odlepením paty od podložky a končí dotykem druhé nohy podložky. V této fázi se váha těla přesunuje před přednoží a tělo je za opornou dolní končetinou.

Druhá fáze dvojí opory je charakterizována iniciálním dotykem druhé DK a odpovídá předšvihové fázi původně stojné DK.

Perioda švihová začíná již ve stojné fázi a dělí se na čtyři fáze: předšvihovou, počáteční, střední a konečnou švihovou. Předšvihová fáze (50-60 % GC) začíná iniciálním dotykem a končí odlepením druhé dolní končetiny. Počáteční švihová fáze (60 – 73 % GC) zaujímá první třetinu švihové periody, začíná odlepením nohy od podložky a končí ve chvíli přesunu nad stojnou končetinou. Střední švihová fáze (73- 87 % GC) začíná přesunem nad stojnou končetinou a končí ve chvíli, kdy je tibiie ve vertikále (flexe v kyčelním i kolenním kloubu je stejná). Konečná švihová fáze (87-100 %) začíná vertikálně uloženou tibií a končí dotykem nohy s podložkou. Švihová fáze je ukončena ve chvíli přesunu lýtky před stehno (Perry J.,1994).

2.1.2 Funkce dolních končetin

Iniciální kontakt

Při iniciálním kontaktu nohy s podložkou je dolní končetina v optimální pozici k progresi a stabilizaci kolenního kloubu. Kotník je v neutrální dorziflexi, koleno je extendováno a kyčel je ve flexi cca 30°. Dopadem paty na podložku vzniká vertikální reakční síla podložky, která vyvolá pozici instability v kotníku, kyčli a trupu. V kotníku vzniká točivý moment proti dorziflexi v kotníku, kolenní kloub je extendován pomocí dvou mechanismů, jednak pasivně díky přednímu směru vektoru síly a aktivně pomocí přetrvávající aktivity vastů a hamstringů z terminální švihové fáze. V kyčelním kloubu a na trupu v důsledku přední lokalizace vektoru dochází k flekčnímu točivému momentu. V důsledku působení reakční síly se aktivují svaly kontrolující pohyb končetiny.

V oblasti kyčelního kloubu přetrvává aktivita extenzorové skupiny, hl. hamstringy i jednokloubové svaly – m. gluteus maximus, a m. adduktor magnus proti točivému flekčnímu momentu. Přetrvává aktivace m. quadriceps femoris z terminální fáze švihové do fáze reakce na zatížení, při nichž je jeho aktivace nezbytná, současná aktivace hamstringů brání hyperextenzi kolene. Hlezenní kloub je udržován v neutrálním postavení aktivací pretibiálních svalů – m. tibialis ant., m. extenzor dig. longus a m. extensor halucis Pontus (Perry J.,1994).

Fáze reakce na zatížení

V této fázi dochází k maximální svalové aktivitě. Dochází ke flexi kolenního kloubu 15°, plantární flexi 10° a subtalární everzi v důsledku postavení vektoru těla procházejícího patou. Ve stejné chvíli je minimální pohyb v kyčelním kloubu pro stabilizaci přes DK přenášejí váhu.

V sagitální rovině začíná pohyb pivotem paty, vektor prochází patou, dochází k přesunu váhy na stojnou DK a dojde ke kontaktu přednoží s podložkou.

S vektorem těla za kotníkem, rychlé zatížení DK vede k plantárnímu flekčnímu momentu, což vede k poklesu nohy k podložce. Plantární flexe v hlezenním kloubu iniciovaná pivotem paty, přispívá k absorpci dopadu pomalým kontrolovaným poklesem přednoží, které je zpomalováno aktivitou pretibiálních svalů. Plantární flexe snižuje postup tibie dopředu a způsobuje flexi kolenního kloubu v důsledku kontaktu přednoží s podložkou.

Při přesunu váhy na stojnou DK je porušena iniciální stabilita kolene, dochází k flexi kolenního kloubu při zatížení, aktivací pretibiálních svalů dochází k zajištění zpomalení poklesu přednoží a k tahu tibie dopředu před vektor těla. Flexe kolenního kloubu je podporována inertním postavením stehna, způsobující opoždění femuru. Následná flexe kyčelního kloubu je zajištěna nízkou aktivitou hamstringů. Flekční pozice kyčelního kloubu přispívá k flexi kolenního kloubu v důsledku přenosu váhy těla na proximální část femuru. Flexe kolenního kloubu je limitována do 18°, kdy dochází k rychlé excentrické aktivaci m. quadriceps femoris. Na stabilizaci kolene se podílí tři vasti. m. rectus femoris se zapojuje málokdy, jelikož jeho flekční složka pohybu kyčle by zvyšovala nároky na extenzorovou skupinu svalů kyčelního kloubu. Aktivace m. quadriceps způsobuje přední střížné síly, které jsou pasivně limitovány lig. cruciatum anterior a dynamicky aktivací hamstringů. Hlavní protektivní podíl na lig. cruc. ant. má dl. hlava m. biceps femoris způsobující vnější rotaci. Síla m. quadriceps je důležitá pro udržení stabilní DK.

Na kyčelní kloub působí flekční moment v důsledku směru vektoru před kyčelním kloubem. Tím dochází k rychlé aktivaci m. gluteus max. a m. adduktor magnus za přispění nízké přetrvávající aktivity hamstringů. Flexe trupu je zpomalována krátkodobou aktivací bederních vzpřimovačů páteře, které se podílí na stabilizaci pánve během aktivace extenzorů kyčelního kloubu.

Ve frontální rovině jsou kladeny na kolenní a kyčelní kloub vysoké požadavky v důsledku velkého addukčního momentu otáčení, který vzniká při rychlém přesunu váhy těla na DK. Větší moment vzniká v oblasti kyčelního kloubu, jelikož rameno páky je zde delší. V této fázi dochází k poklesu pánve na kontralaterální straně pánve cca o 5°, tento pokles je kompenzován rychlou aktivací abduktorů kyčelního kloubu – m. gluteus medius, minimus, horní část m. gluteus maximus a m. tensor fasciae latae. Moment otáčení v kolenním kloubu je zpomalován iliotibiálním vazem a to pasivně, nebo aktivací m. gluteus max. a m. tensor fasciae latae, které se upínají do

iliotibiálního vazy. Na noze dochází vlivem addukčního momentu k subtalární valgozitě, která je omezena aktivitou m. tibialis ant. a m. tib. post.

V transverzální rovině dochází vlivem valgozity k vnitřní rotaci talu, následuje vnitřní rotace hlezenního kloubu, která se následně přenáší na kolenní kloub jako rotační moment, který je snižován napětím iliotibiálního vazy a aktivací dlouhé hlavy m. biceps femoris.

V kyčelním kloubu dochází k transverzální rotaci. Je určena anteriorní rotací pánve, kterou způsobuje rozdílná doba aktivace laterálních a mediálních hamstringů. Aktivita m. biceps femoris se snižuje, čímž dochází k vnitřní rotaci v důsledku vyšší aktivity m. semimembranosus (Perry J., 1994).

Střed stojné fáze

V této fázi se mění osové nastavení kloubů antero-posteriorní v každém kloubu. Intenzivní aktivita svalů z předešlé fáze plynule končí na začátku této fáze. Aktivitu v této fázi přejímá m. soleus zvyšovaný aktivitou m. gastrocnemius. Hlavním znakem této fáze je nastavení vektoru těla před kolenní a hlezenní kloub a za kyčelní kloub. Kontralaterální zvednutí palce přenáší celou váhu těla na stojnou DK. Dochází k dorzální flexi hlezenního kloubu stojné končetiny vlivem progresivního momentu kontralaterální švihové dolní končetiny a pivotu paty. Ze 7° PF přechází v první polovině fáze do neutrálního nastavení v hlezenním kloubu, poté dojde jen k 4° DF vlivem přesunu vektoru a tibie před vertikálu, čímž dochází k velké aktivaci m. soleus ke stabilizaci DK. Aktivita m. gastrocnemius nastupuje později a je zodpovědná za následnou flexi kolenního kloubu.

Na začátku střední fáze dochází vlivem přenosu váhy na končetinu k flexi kolene do 18°, kdy je ještě vektor za kolenním kloubem, poté následuje progresivní extenze vlivem m. soleus a následná aktivita m. quadriceps je minimalizovaná do chvíle přesunu vektoru před kolenní kloub. Stabilita stoje je optimální při extendovaném koleni. Jakmile je koleno extendováno a kotník v dorzální flexi, váha těla se přenáší dopředu a vektor je blízko kolenního kloubu a následně se přenesení před kolenní kloub, kdy již není žádná aktivita vastů a zrychlující fáze švihové dolní končetiny končí.

Ve frontální rovině vlivem přetrvávajícího addukčního vektoru dochází k laterálnímu shiftu těžiště 2 cm laterálně, zatímco noha je umístěna 4 cm od střední linie, proto nikdy nedojde k úplnému přenosu váhy těla přesně nad stojnou nohu a vektor těla zůstává na mediálním okraji kolene. To vyvolává vyšší sílu na mediální část kolene, což se projeví v potřebné excentrické laterální podpoře kolene.

V kyčelním kloubu dochází k extenzi z iniciální 30 flexe do 10 flexe. Tato extenze je částečně zajištěna klesající aktivitou m. semimembranosus a m. glut. medius a dále nepřímou aktivitou m.

quadriceps. Následný pohyb je závislý na pohybu trupu vůči pánvi, 10° flexe kyčle zahrnuje anteriorní posun pánve, kdy kyčel je udržován v neutrálním postavení.

Terminální stojná fáze

Je charakterizovaná dvěma hlavními událostmi a to odlepení paty a volným pádem těla dopředu. Pivot přednoží přispívá ke stabilitě a progresi těla dopředu. V této fázi dochází k progresi těla přes přednoží, vektor je uložen nejdále před hlezenním kloubem, dojde k 10° dorziflexi, odlepení paty a konečné extenzi kolene. V této poloze vektoru dochází k pádu těla dopředu, zrychlení rychlosti přesunu váhy, což vede ke zvýšení reaktivní síly podložky. Výsledkem je velký moment dorzální flexe hlezenního kloubu, reaktivně se aktivuje m. triceps surae ke stabilizaci tibie v kotníku, stabilita kolenního a kyčelního kloubu je udržována pasivně. Dochází k přechodu kolene před vektor, uvolní se zamknutí kolenního kloubu a začíná flexe, na niž se může účastnit napětí m. gastrocnemius (Perry J., 1994).

Předšvihová fáze

Je charakterizovaná flexí kolenního kloubu, která začíná již ve fázi dvojné opory. Hlezenní kloub se nachází v 20° plantární flexi, kolenní kloub ve 40° flexi a kyčel je v neutrální pozici. Přechodem vektoru na metatarzofalangeální klouby dojde k uvolnění DK a plantární flexi, díky přenosu váhy na druhou DK. Dojde k vysokému zdvižení paty, tibie je předsunuta před vektor a dochází k nezadržené flexi kolenního kloubu a posunu stehna dopředu. Plantární flexe udržuje délku DKK a tím i výšku pánve. Svalová aktivita m. triceps surae klesá v průběhu přesunu váhy na druhou DK postupně klesá, ale je dostatečná pro zrychlení odlehčené DK. Reziduální aktivita plantárních flexorů podporuje postup tibie dopředu, zatímco palec je stabilizován kontaktem s podložkou. Na konci fáze dochází k aktivaci m. tibialis anterior a m. extensor hallucis longus. Posun stehna dopředu a flexe kyčle je zajištěna aktivitou m. adductor longus, který současně působí proti abdukčnímu momentu, který vzniká laterálním uložením vektoru vůči kyčelnímu kloubu ve frontální rovině. Díky anteromediálnímu postavení m. adductor longus dochází kromě addukčního též k flekčnímu momentu.

Iniciální švih

Začíná odlepením palce od podlahy ve chvíli 20° plantární flexe, v této chvíli dochází k výraznější aktivaci dorzálních flexorů vedoucí k téměř neutrálnímu postavení v kotníku. Je charakterizován flexí kolene a kyčle. Posun nezatížené DK je určen odlepením prstů od podložky, k němuž dochází při 60° flexi kolenního kloubu, kotník snižuje plantární flexi na 10° a v kyčelním kloubu dochází k 20° flexi. Aktivita svalů během švihové fáze je velmi variabilní. Zásadně se

aktivuje krátká hlava m. biceps femoris, kombinovaná flexe kolene a kyčle je zajištěna nízkou aktivitou m. sartorius a m. gracilis, samostatná flexe kyčle zajištěna m. iliacus. Pretibiální svaly se aktivují hlavně na začátku fáze pro zvednutí nohy od podložky.

Střední fáze švihu

Posun nohy bez dotyku s podlahou je zajištěn dorziflexí v kotníku do neutrální pozice a flexí kyčle 30°, flexe kolene se snižuje na 30°. Ve fázi, kdy je tibia vertikálně postavená, dochází k vyšší aktivaci pretibiálních svalů. Aktivita svalů je nízká, přetrvává aktivita pretibiálních svalů, aktivita flexorů kyčle je minimální, na konci fáze začínají pracovat hamstringy.

Konečná fáze švihu

Tato fáze je přechodem mezi švihovou a stojnou fází a je zde intenzivní aktivita svalů. V první polovině se výrazně aktivují hamstringy ke snížení flexe kyčle, flexi kolene je zabráněno díky tibiálnímu momentu působícímu na stacionární femur. Hamstringy dále snižují svou aktivitu a vasti m. quadriceps dokončí extenzi kolene. Pretibiální svaly se výrazněji aktivují pro udržení neutrální pozice kotníku. Danou svalovou aktivitou je dolní končetina připravena k iniciálnímu kontaktu a přenosu váhy (Perry J., 1994).

2.2 Centrální řízení lokomoce

Řízení lokomoce je velmi složitý proces v němž se centrální nervová soustava musí během několika milisekund propojit a zkoordinovat jednotlivé části těla pro pohyb. Centrální nervová soustava generuje lokomoční vzory a přiměřené propulsní síly, koordinuje trajektorii končetin, je schopna se adaptovat na změny podmínek a změny pozicí kloubů a v neposlední řadě koordinuje vizuální, sluchové, vestibulární a periferní aferentní informace (Craik & Oatis, 1995).

2.2.1 Neurální komponenty řízení lokomoce

Při lokomoci se často přemítá téma, zda je chůze vrozený či získaný vzor. Reflexní pohyby jsou již pozorovány u osmitýdenního plodu. Novorozeně s anecefalií prokazuje též schopnost pohybovat DKK v koordinovaném krokovém vzoru. Z těchto poznatků by se dalo usuzovat, že chůze je reflexní a tedy vrozený vzor. I řada pokusů na zvířatech potvrzuje tuto teorii. Například při pokusu s kočkami, u nichž byla úplně přetřata mícha, zůstala schopnost pohybu a koordinovaného pohybu končetin, i když ztratili přesnost a rovnováhu. Skupiny neuronů obsažených v míše označovaných jako centrální generátory pohybových vzorů (CPG) jsou považovány za odpovědné

za generaci lokomočního rytmu. U lidí ovšem tyto CPG nejsou schopny, jak bude uvedeno dále, samostatně generovat koordinovanou rytmickou lokomoci (Craik & Oatis, 1995).

Během fylogeneze, kdy kvadrupedální lokomoce vyžadovala koordinaci čtyř končetin, došlo při vývoji bipedální lokomoce ke snížení těchto nároků, ale současně došlo ke zvýšení nároků na rovnováhu. Lidská bipedální lokomoce se vyznačuje vyššími nároky na rovnováhu, vyšší anticipatorní aktivitou svalů, funkčními napínacími reflexy a odpovědí těla na odlehčení jedné končetiny během fáze opory a jednu dolní končetinu, na nichž se podílí supraspinální centra. Neuroanatomická data indikují existenci více sestupných supraspinálních drah u lidí než u jiných savců. Dle těchto výsledků je zřejmé že autonomní povaha míšních CGP ztratila svůj úkol v důsledku vlivu dalších descendentních systémů.

Kůra mozková ve vztahu k lokomoci zahrnuje kognitivní aspekty motorické kontroly, vizuomotorickou koordinaci a motorické plánování pohybu. Role mozkové kůry při generaci a koordinaci pohybu je kontroverzní, jelikož z výzkumů na zvířatech lokomoční aktivita po transekcii míchy argumentuje proti roli mozkové kůry při generaci pohybu. Přesto, že výzkumy na savcích argumentují proti roli mozkové kůry, nelze z nich usuzovat o bipedální lokomoci na níž se podílí jiné části nervového systému, než je tomu u kvadrupedální lokomoce.

Zařazení mozkové kůry při lidské lokomoci podporují též následující poznatky. Motorické kortikální neurony se zapojují fázicky a tonicky při předcházení pohybu a přesně v čase pohybů při chůzi. Některé automatické reakce zahrnují dlouhé reflexní smyčky, které jsou zničeny při poškození mozkové kůry. Dále reciproční inhibice antagonistických svalů se ztrácí při perinatálním poškození senzomotorických kortikálních drah. Cerebrální kortex je spojen mono- a polysynapticky s mnoha spinálními neurony včetně alfa a gama motoneuronů. Svalová vřeténka se projektují do cerebrální kůry a jsou jí ovlivňovány.

Řízení na míšní úrovni

Na řízení pohybu na míšní úrovni se podílí centrální generátory pohybu, které umí generovat koordinované lokomoční pohyby dokonce i při absenci aferentních vstupů podílejících se na lokomoci. Pokusy ukázaly existenci tzv. řídicích neuronů v míše, které jsou odpovědné za aktivaci CPG. Aktivace CPG a vzorů pohybů je ovlivněna hlavně třemi faktory, a to vstupem supraspinálních center, typem a stupněm aferentní zpětné vazby a postavením těla a dolních končetin, ovlivňujících aferentní zpětnou vazbu.

Periferní receptory a aference

Kontrola bipedální lokomoce vyžaduje stálé sledování délky svalů a svalového napětí. Svalová délka je monitorována funkcí svalových vřetének a svalové napětí Golgiho šlachovými tělísky.

Svalová vřeténka jsou senzitivní ke změnám svalové délky, některá jsou odpovědná za rychlost změny délky svalu, jiná za absolutní změnu délky svalu během pohybu. Svalová vřeténka jsou inervována gama motorickými neurony, které určují senzitivitu vřetének k protažení. Tato senzitivita se tedy mění v závislosti na požadavcích pro daný pohyb. Vřeténka tedy slouží kromě zpětnovazebního mechanismu též jako přednastavení mechanismu. Alfa a gamma motoneurony jsou kontrolovány ze susprasinálních center. Vzruch ze svalových vřetének je přenášen Ia aferentními nervovými vlákny. Během lokomoce dochází k dynamickým změnám délky svalu a tedy význam aference je zde velmi zmiňován.

Ia vlákna jsou nervová vlákna s největším průměrem a tedy i s největší rychlostí vedení. Protažení svalu aktivuje intrafuzální svalová vřeténka a iniciuje přenos pomocí Ia aferentních vláken. Výsledkem aktivace Ia vláken je monosynaptická excitace protaženého svalu a jeho synergistů, dále přes interneurony inhibice antagonistů protahovaného svalu. Aference Ia též vysílá kolaterály v zadních provazcích míšních do vyšších mozkových center, z nichž může být modifikována excitabilita motoneuronů. Presynaptická inhibice aferentních Ia vláken snižuje množství uvolňovaného transmiteru, což může vést k různým variacím excitací a inhibic při stejné aktivaci svalového vřeténka. Tato inhibice může být spojena s descendentní projekcí, motoneuronovými kolaterálami nebo interneurony.

Golgiho šlachová tělíska jsou kontrakčně senzitivní mechanoreceptory nervované Ib aferentními vlákny, o něco méně rychlejšími než Ia vlákna. Dříve se mínilo, že šlachová tělíska odpovídají jen na excesivní napětí u přetaženého svalu, nyní je známo, že šlachová tělíska mají nízký práh a jsou senzitivní ke každému typu kontrakce, nezávisle na množství protažení svalu. Svalová kontrakce vždy vyvolá odpověď šlachových tělísek, zatímco natažení svalu ne vždy vyvolá jejich stimulaci. Stimulace šlachových tělísek inhibuje homonymní a synergistické motoneurony a excituje motoneurony antagonistů (Craig & Oatis, 1995).

Šlachovým tělískům se přikládá důležitá role při chůzi, při níž pravděpodobně neustále modulují výstupní sílu různých svalů v pořadí požadovaného pohybu. Časování lokomočního rytmu je vysoce ovlivněno aferentními Ib vlákny. Vstup z Ib aferentních vláken inhibuje flexory během stojné fáze cyklu a je i možné, že změny aktivity Ib vláken regulují přeměnu stojné a švihové fáze pohybu. V důsledku širokého multisenzorické konvergence na Ib interneurony, je pravděpodobný podstatný vliv Ib aferentního systému na kontrolu lokomoce.

Reflexní flexorová aference znamená multisenzorický a interneuronální reflexní systém, u něhož se předpokládá částečná odpovědnost za generaci lokomoce. Tyto aferentní vstupy zahrnují mechanoreceptory, kožní aferenci, nociceptory, kloubní receptory a svalovou aferenci. Tyto různěprahové receptory jsou zahrnuty v jedné skupině, jelikož vyvolávají stejnou odpověď, a to buď excitací či inhibicí na motoneurony dolní končetiny. Aktivace jedné motorické jednotky zpravidla ústí v inhibici antagonistické jednotky, což je základem pro rytmickou lokomoční aktivitu, a proto reflexní flexorová aference má důležitou roli v lidské lokomoci (Craik & Oatis, 1995).

Mozkový kmen

Patří sem tři základní centra lokomoce, a to mesencefalická lokomoční oblast, subtalamická lokomoční oblast a pontinní lokomoční oblast. Tyto centra přijímají a integrují aferentní a eferentní vstupy. Stimulace těchto center u ostatních savců vyvolává koordinovanou lokomoci.

Mezencefalická lokomoční oblast (MLO) je lokalizovaná ventrálně od colliculi inferiores. Přijímá aferentní vstupy z bazálních ganglií, limbického systému a sensorimotorické kůry a je spojena s míchou retikulospinální drahou. Pravděpodobně je důležitým centrem pro vysílání řízení z kortikálních limbických center do CPG. V důsledku sympatického ovlivnění limbického systému se MLO podílí na flight komponentě sympatické odpovědi fight or flight.

Pontinní lokomoční oblast je umístěna kaudálně od MLO, předpokládá se, že tento lokomoční pás se rozkládá od MLO až k horní části krční míchy. Stimulace této arey mění posturální tonus a ovlivňuje pálení uvnitř MLO.

Subtalamická lokomoční oblast lokalizovaná blízko hypothalamu a předpokládá se, že je odpovědná za změny lokomočního rytmu. Léze oblasti přímo pod subtalamickou lokomoční oblastí vyvolává u zvířete úplnou ztrátu spontánní lokomoce.

Mozeček

Mozeček je jedním z nejzajímavějších oblastí řízení motoriky a lokomoce. Pravděpodobně se zde srovnávají motorické vstupy z mozkové kůry s výslednými aferentními vstupy z konečného pohybu, což je důležité pro uhlazení exkurzí volního pohybu. Některé části mozečkové kůry jsou aktivní před pohybem a nastavují tělo do plánované pozice. Jiné části jsou aktivní během a po určitém pohybu a zpracovávají aferentní výsledky pohybu. Mozeček též určuje reakční dobu pro požadovaný pohyb a pohybové vzory zapojení svalů.

Mozeček se též podílí na schopnosti adaptace na měnící se podmínky. Optimální pohybový vzor vzniká na základě zkušeností pokus a omyl. Opakovanými pokusy dochází k adaptaci pomocí

motorického učení, na němž se sice podílí i jiné části CNS, ale mozeček má v tomto smyslu esenciální funkci. Mozeček se tedy podílí na tvorbě uhlazené motorické odpovědi na základě motorického učení.

Mozeček přijímá somatotopicky organizované vstupy z mozkové kůry (area 4 a 6, zrakové a sluchové kůry), jader mozkového kmene, vestibulárních jader a středního mozku. Další vstupy z periferie jsou zajištěny pomocí ventrálního a dorzálního spinocerebelárního traktu, který vede informace ze svalových vřetének, Golgiho šlachových tělísek, kloubní aference během pohybu. Cerebelární výstup ovlivňuje nepřímo interneurony a motoneurony páteřní míchy a motorický kortex.

Cerebelární léze se projevuje deskompozicí pohybu, ztrátou schopnosti svalů pracovat synergicky, poruchami koordinace, svalové síly a rychlosti, intenčním tremorem a nystagmem. Porucha vestibulární části se projeví chůzí o široké bázi a neschopností zajištění posturálního pohybu. Mozeček se tedy podílí na koordinovaných pohybech, integruje parametry potřebné pro motorické učení, tvoří programy pro specifické pohyby, integruje vestibulární reflexy, provádí srovnání descendentních motorických řízení se změnami vnějších a vnitřních podmínek.

Bazální ganglia

Bazální ganglia (BG) jsou složena z nukleus kaudatus, putamen, globus pallidus, nukleus basalis, claustrum a jádra amygdalárního komplexu. K telencefalickým BG řadíme též nukleus subthalamicus a substantia nigra. Vstupní informace přicházejí mozkové kůry a thalamu. Hlavní výstup je přes globus pallidus do nukleus thalamicus, který se dále projektuje do suplementární motorické a motorické kůry. Přímá role bazálních ganglií není dosud přesně prozkoumána, ale dle dosavadních poznatků hrají BG důležitou roli na začátku a konci pohybu, mohou měnit motorický výstup založený na sensorickém vstupu, tím že tyto sensorické vstupy integruje a určuje, které sensorické vstupy se budou podílet na ovlivnění následujícího pohybu pomocí CNS. BG mají též důležitou roli při plánování pohybu a jsou spojena s limbickým systémem. Často je zkoumána spojitost mezi motorickými poruchami a oploštělými emocemi u pacientů s Parkinsonovou chorobou. Přesný vliv BG na motoriku není znám, ale z poruch BG lze předpokládat důležitou roli BG při chůzi.

Funkce BG je přisuzována tlumivému vlivu na motoriku, a to přímo na aktivitu neuronů mozkové kůry nebo tlumí korové výstupní informace. Poruchy BG se projevují vážnými poruchami motorické kontroly jako jsou hyperkineze atetoidního a choreidního typu, rigiditou či klidovým třesem (Trojan, 1990).

Mozková kůra

Kortikální neurony se aktivují již před začátkem pohybu a fázicky se aktivují během lokomoce. V sensorimotorických kortikálních neuronech jsou zakódovány specifické parametry pohybu. V některých je zakódován směr pohybu, v jiných síla nebo rychlost. Na výsledném pohybu se podílí kolektivní aktivace mnoha neuronů, jejímž výsledkem je vektorové pole charakterizující směr, rychlost a sílu pohybu. Neurony funkčně související mozkové kůry transformují afferentní sensorický vstup do generalizovaného plánu, určujícího směr, amplitudu a rychlost pohybu a následně subkortikální struktury se podílí na vybroušení daného pohybu.

Obecně se předpokládá, že mozková kůra se podílí na pohybově vázaných reflexech, jako jsou vysoce latentní neboli též transkortikální reflexy. Tyto reflexy se vyznačují relativně dlouhou latencí a modulací spinálních reflexů. Supraspinální centra určují motorický set potřebný pro daný pohyb pozměněním segmentálních reflexních odpovědí, např. odlišnost motorického setu potřebného pro pohyb v nerovnoměrném terénu v noci je odlišný od chůze doma po chodbě. Transkortikální reflexy tedy mění segmentální reflexy k dosažení požadovaného motorického výstupu. V důsledku toho se podílí na aktivaci či inhibici segmentálních pohybů ve smyslu dosažení požadovaného pohybu. Transkortikální reflexy mají feedforward funkci. Významnou funkcí mozkové kůry je tedy generace koordinované lokomoce u člověka (Craik & Oatis, 1995).

2.2.2 Interakce lokomoce a periodických cyklů

Chůze je komplexní činnost vyžadující koordinaci lokomočního, kardiovaskulárního a autonomního systému. Biologické cykly mohou být ovlivňovány vnitřními rytmickými fenomény stejně jako vnějšími periodickými vlivy.

2.2.2.1 Interakce kardio-respiro-lokomočních cyklů

Spojení mezi lokomočním, respiračním a srdečním rytmem byl již studován u lidí při chůzi, běhu a také u zvířat. Komplex fyziologických mechanismů koordinuje interakce mezi lokomočním a kardiovaskulárním systémem během chůze. Lokomoční okruhy, generující vzory a časování krokového cyklu, interagují s mozkovým kmenem a jeho řízením kardiorespiračních sítí. Tyto sítě synchronizují vagově zprostředkované fluktuace v srdečním cyklu s respirací a regulují interakce se sympaticky zprostředkovanými fluktuacemi tlaku krve prostřednictvím baroreflexů. Změny v síle svalů a průtoku krve svaly během krokového cyklu poskytují periodický vstup do kardiovaskulárního systému. Periferní koncept kardio-lokomočního spojení byl založen na studiu závislosti mezi aktivní svalovou kontrakcí a srdečním cyklem Novak et al.(2007).

Dynamika srdečního a lokomočního rytmu se mění s věkem a je citlivým prediktorem věkově závislých poruch. Synchronizace srdečního a lokomotorického rytmu může mít fyziologický význam z důvodu optimalizace kardiovaskulární výkonnosti a perfúze aktivních svalů během rytmického cvičení. Rychlost chůze je indikátorem funkčního stavu u starších lidí a pomalá chůze byla potencionálně spojována se slabým výkonem, změnou cerebrální regulace krevního toku a kognitivním poklesem. Často je proces stárnutí spojován s vlivem na interakce mezi lokomočním a kardiovaskulárním systémem a průtokem krve mozkiem.

Dle studie Novak et al.(2007) byla zjištěna výrazná kardioloкомоční závislost u starších lidí . Spřažení mezi R-R intervaly a intervaly kroků je spojen s věkem, ale ne s pohlavím či BMI, subjektivní normální chůzí nebo rychlostí vnímané námahy během chůze. Kardioloкомоční spřažení může být u starších lidí zvýšeno, jakmile kardiorepirační fluktuace a vagově zprostředkované baroreflexy začnou být oslabeny společně s věkem. Proto předpokládali, že síly generované kontrakcí svalů během chůze mohou působit jako pumpa, která rytmicky pohání venózní krev do pravé síně se synchronizovaným rytmem kroku.

Intermitentní zvýšení venózního návratu může aktivovat kardioplumonální stretch reflex přes distenzi síně a zvýšeného srdečního objemu. Zkracování R-R intervalů vede ke zvýšení systolického tlaku, R-R intervaly sou snižovány pomocí baroreflexů, vedoucí k prodloužení R-R intervalu a zvýšení variability R-R intervalů. Aktivace stretch reflexu by zvýšila systolický krevní tlak a zkrátila R-R intervaly v odpovědi na zvýšení objemu. Rytmičká stimulace kardiálních reflexů aktivovaných zvýšením srdečního objemu při každém kroku tak může synchronizovat srdeční cyklus s rytmem chůze.

Niizeki a kol. také sledovali epizody kardio-lokomotorického spřažení při rychlostech od 2.6 do 5.5 mph a byla spojena s omezenou variabilitou R-R. S oslabením autonomních zpětnovazebných mechanismů spojených se stárnutím, svalová síla generovaná během krokového cyklu může zvýšit vliv na srdeční cyklus (Novak et al.,2007)

Dle studie kardioloкомоční synchronizace je častější a déletrvající při běhu než při jízdě na kole, dokonce i při srovnatelných metabolických nárocích a tepové frekvenci. Synchronizace mezi svalovou kontrakcí a systolickou fází srdečního cyklu vede ke zkracování R-R intervalů na podkladě aferentních signálů z aktivních svalů do kardiovaskulárních center. Proto periodické zvýšení tlaku svalů a venózního návratu během chůze může hrát důležitou roli při kardiovaskulárním spřažení (Novak et al., 2007)

R-R intervaly a tlak krve reflektují interakce mezi centrální oscilační sítí a periferním vstupem a celkově modulují krokový cyklus. Jakmile funkce baroreflexů na beat to beat modulaci se snižuje s věkem, relativní přispění svalové aktivity a sympatických vasomotorických odpovědí

převažuje. V návaznosti na to periferní síly generované během chůze mohou optimalizovat kardiovaskulární adaptaci během fyziologického stresu.

2.2.2.2 Interakce rytmu a kardiorespiračních cyklů

Vliv tónů na srdeční funkce popsal již roku 1918 Hyde a Scalapino. Tvrdili, že nízké tóny hudby zvyšují tepovou frekvenci a snižují systolický a diastolický tlak, zatímco smíšené tóny písňe Toredorů zvyšovali tepovou frekvenci i tlak krve. V roce 1920 Diserens poznamenal, že hudba má též vliv na časování respirace. Od té doby spousta studií dokumentovala vliv různých druhů hudby na kardiovaskulární a respirační systém. Bernardi et al.(2006) namísto ostatních tvrdili, že nejdůležitější není o jaký typ hudby se jedná, ale fundamentální je tempo pro určení fyziologické odpovědi (Larsen P. D., D. C. Galletly, 2006).

Jedním ze znaků biologických oscilátorů je schopnost synchronizace s vnějšími vstupy. Centrální respirační generující systém lze ze široka klasifikovat jako formu oscilátoru, který může být synchronizován s rozsáhlými vstupy, zahrnujícími aferentní zpětnou vazbu při rytmickém pohybu, pomocí somatické aferentní stimulace, vestibulární stimulace nebo srdečními aferentními vstupy. Schopnost nerespiračních aferentních vlivů na časování respirace byl často ignorován ve studiích zaměřených na respiraci. Sluchové vstupy též mají vliv na časování respirace a také na synchronizaci spinálních motorických neuronů a způsobují rychlejší reakční časy. Bernardi et al. studovali vliv různých stylů a tempa hudby na kardiovaskulární a respirační funkce u hudebníků a nehudebníků. Zjistili, že dechová frekvence se zvýšila hudebním vstupem proporcionálně k tempu hudby. Popsali synchronizaci 1:4 u pomalého rytmu a 1:8 u rychlejších rytmů (Larsen, Galletly, 2006).

Korelace mezi tempem a dechovou frekvencí byla vyšší u hudebníků, což potvrzuje dřívější studii Haase et al, že hudebníci vykazují vyšší stupeň synchronizace dechu a rytmu. Dále Bernardi et al. poznamenali též zvýšení tepové frekvence a tlaku krve v závislosti se zvyšováním tempa hudby. Zdali zvýšení tepové frekvence je nezávislým následkem stimulace sympatických nervových oscilátorů na mozek nebo v důsledku respiračních vlivů na sympatický výstup je těžké zhodnotit.

Zajímavým zjištěním studie též bylo sledování kardiorespiračních parametrů po vypnutí hudby. Náhodně vložili dvě minuty ticha mezi různé styly hudby a sledovali, že frekvence dechu, tepová frekvence a tlak krve klesl pod původní klidové hodnoty. Předpokladem takového poznatku je že hudba znamená určitý druh vzrušení a relaxace se objevuje po vypnutí hudby. Dalším vysvětlením může být to, že tlakem na respirační a sympatické oscilátory při auditivní stimulaci

vedoucí ke zvýšení respirační frekvence a sympatického výstupu dochází ke změnám které nejsou následkem vnitřních mechanismů, ale i v kombinaci s přicházejícím řídicím vstupem. Následkem řízení oscilátorů při vyšších frekvencích dochází ke snížení frekvence vnitřní, a tak v období ticha dochází ke snížení frekvence. Existuje celá řada vnějších vlivů působících na změny kardiovaskulárního a respiračního aparátu. Řadíme mezi ně hudbu, meditaci, jogu, rytmický pohyb či chůzi, ale bohužel se nevěnuje těmto parametrům výraznější pozornost. (Larsen, Galletly,2006).

2.3 Variabilita lokomoce

2.3.1 Časoprostorové charakteristiky chůze

Na chůzi lze pohlížet z hlediska dvou dílčích úloh, a to progresi a dynamickou posturální kontrolu. Při měření progresu posuzujeme rychlost chůze, která je výsledkem mnoha faktorů. Způsob kontaktu nohy s podložkou je finálním výsledkem souhrnného pohybu všech hlavních segmentů podílejících se na chůzi. Rychlost chůze můžeme vyjádřit jako produkt délky kroku a kadence. Při popisu chůze tedy použijeme tři proměnné. Délka kroku a časové rozložení kroku může indikovat k odhalení poruch dolních končetin, a proto časové a prostorové faktory se často užívají k ohodnocení integrity neuromuskuloskeletárního systému.

K popisu vzorů pohybu nohou při chůzi tedy používáme následující parametry. Rychlost chůze ovlivňuje a mění parametry prostorového a časového rozložení kontaktu nohy s podložkou. Krokový cyklus je základní jednotkou lokomoce a má časovou a délkovou dimenzi.

Délka krokového cyklu je dána vzdáleností mezi kontaktem jedné nohy s podložkou a prvním následným zpravidla iniciálním kontaktem stejné nohy. Je tedy složen ze dvou po sobě následujících krocích pravou a levou dolní končetinou, nebo se též označuje jako dvojkrok.

Časová proměnná spojená s délkou kroku je doba kroku. Kadencí pak označujeme rytmus kroku a je definována jako počet kroků nebo krokových cyklů za jednotku času.

Dalšími parametry spojovanými s časovou charakteristikou chůze je doba stojné a švihové fáze. Při normální chůzi je krokový cyklus složen ze dvou stojných a dvou švihových fází, které se překrývají. Pro charakteristiku koordinace mezi dolními končetinami při chůzi tedy používáme fázi dvojných opory a fázi opory o jednu končetinu spíše než stojnou a švihovou fázi jedné dolní končetiny.

Báze opory nebo též šířka kroku je další proměnou charakterizující prostorovou dimenzi krokových vzorů. V literatuře není standardizovaná definice báze opory. Některými autory je popisována jako laterální vzdálenost mezi patami a úhlem mezi umístěním nohou v závislosti na linii progresu. Báze opory je též definována jako kolmá vzdálenost oddělující středy po sobě

jdoucích kontaktů paty. V případě, že následný kontakt paty kříží linii progrese, pak tuto vzdálenost označujeme jako negativní, v opačném častějším případě je tato vzdálenost pozitivní. Někteří autoři stále popisují bázi opory jako mediolaterální vzdálenost mezi mediálními nebo laterálními kotníky během fáze dvojné opory.

2.3.2 Faktory ovlivňující chůzi

2.3.2.1 Antropometrické parametry a chůze

Při posuzování a hodnocení chůze pro zdravé jedince hraje roli řada antropometrických parametrů jako je výška, délka dolní končetiny, hmotnost a body mass index.

Tělesná výška a přesněji délka dolní končetiny ovlivňuje délku kroku či krokového cyklu. Vyšší lidé s dlouhými dolními končetinami jsou předurčení k používání delších kroků než menší jedinci. Proto byla délka kroku normalizována k délce dolních končetin. Odvozená proměnná je dána poměrem délky kroku k délce dolní končetiny a může tedy být například užívána k zjištění vlivu rychlosti chůze na délku kroku nezávisle na výšce jedince.

Další proměnné, které byly normalizovány jsou hmotnost a body mass index (BMI), jímž se kontrolují oba parametry výška i hmotnost současně.

Subfáze krokového cyklu mohou být též normalizovány vydělením aktuálního času stojné, švihové fáze, fáze opory o jednu končetinu a dvojné opory celkovým časem krokového cyklu.

Dle výzkumů a zpracovaných normativních dat se optimální chůze popisuje symetrickým umístěním nohou v rozmezí rychlostí 1.2 – 1.5 m/s a kadencí 1.6 – 2.0 kroků/s. U žen je častější vyšší kadence a kratší délka kroku než u mužů antropometricky podobných při stejných rychlostech. Pro určení optimální délky kroku je nedostatek adekvátních dat, jelikož mnohá literatura odvozuje délku a dobu kroku z měření krokového cyklu.

Báze opory též nemá normalizované hodnoty v důsledku nejednotné definice. Gabell a Nayak např. udávají medián 9.6 cm pro bázi opory, která byla získána měřením vzdálenosti mezi patami při iniciálním kontaktu. Murray popisuje průměrnou hodnotu 7.7 cm pro bázi opory měřené transverzální vzdáleností mezi body přibližně v centru hlezenního kloubu (Craig RL, Dutterer L, 1995).

2.3.2.2 Věk a charakteristika chůze

Stárnutí

Spielberg je zřejmě první vědec, který popsal změny chůze vznikající stárnutím a charakterizoval tři věkově závislé stupně popisované poklesem výkonu při chůzi. První stupeň (60-

72 let) zahrnoval snížení rychlosti chůze, zkrácení kroku, snížení kadence, menší vertikální exkurze těžiště a porušenou koordinaci mezi horními a dolními končetinami. V druhém stupni (72-86 let) dochází ke ztrátě synergie horních a dolních končetin a zvyšuje se nadprodukce nechtěných pohybů. Poslední stupeň (86-104 let) je popisován rychlou desintegrací krokového vzoru s arytmií chůze. Přesto nelze přesně určit, zda-li se jedná pouze o procesy stárnutí či důsledek procesu nemoci. Druhé i třetí stádium jsou velmi podobné vzorům chůze při jiných poruchách chůze. Drillis ve svých studiích ukazuje, že věkově vázaný pokles rychlosti dle jeho výsledků neodpovídá přirozenému exponenciálnímu poklesu. Dle výsledků jeho studie u osob starších 45-ti let je rychlost chůze vyšší než bychom předpokládali dle exponenciálního poklesu (Craik RL, Dutterer L, 1995).

Normální stárnutí je charakterizováno funkčními změnami v senzoryckém, neurologickém a muskuloskeletárním systému. Tyto změny se projeví ve stabilitě a chůzi. Vzhledem k charakteru chůze dochází k redukci rychlosti, zkrácení délky kroku, snížení kadence, menším vertikálním výchylkám těžiště, delší fázi dvojné opory, zhoršení koordinace mezi horními a dolními končetinami (Mbourou Ginette Azizah; Yves Lajoie; Normand Teasdale, 2003).

Některé studie vykazují menší systematické výsledky, např. Grabiner et al. (2001) publikoval, že mezi kinematickými variabilitami je pouze šířka kroku věkově podmíněný parametr. Přesto tyto parametry nelze pokládat jen za přirozený proces stárnutí, ale spíše za poruchu posturální kontroly. Variabilita délky kroku je v některých studiích považována za efektivní predikci pádů (Grabiner et al. , 2001, Mborou et al. 2003). U starších lidí též dle studie Murray demonstruje menší zapojení prstů než u mladších lidí. Stárnutí je též spojováno s kratší švihovou fází a delší fází dvojné opory. Hypotézou pro delší fázi dvojné opory je úsilí o udržení stability stárnoucího jedince.

Dle studií Craik et al. (1995) se snažili určit faktory určující rychlost chůze u starších lidí. Bylo posuzováno přispění fyzické aktivity, věku a BMI k aktuální rychlosti chůze. Výsledek studie zdůrazňuje, že věk a fyzická aktivita jsou dvě závislé proměnné, které výrazně ovlivňují výkon chůze.

Tyto studie potvrzují, že stárnutí má výrazný vliv na časové a prostorové charakteristiky chůze, a lze je tedy těmito metodami charakterizovat. Je důležité se ujistit při charakteristice změn chůze u stárnoucích obyvatel, zda-li tyto změny jsou spojeny pouze s procesem stárnutí.

Maturace

Sutherland, Olshen, Cooper a Woo (1980) definovali pět kritérií jako determinanty vospělé chůze, jimiž jsou trvání opory o jednu DK, rychlost chůze, kadence, délka kroku a poměr šířky pánve k vzdálenosti kotníků. První determinanta trvání opory o jednu dolní končetinu se plynule zvyšuje z 32 % v jednom roce života až do 38 % krokového cyklu v sedmi letech, nejvýraznější

zvýšení je do věku dvou a půl let. Variabilita se významně snižuje mezi prvním a sedmým rokem. Druhá determinanta, rychlost chůze, se plynule zvyšuje, přesto nejvyšší vzestup rychlosti je do 3,5 roku. Variabilita rychlosti se s věkem nesnižuje. Kadence se s věkem snižuje, stejně jako její variabilita. Délka kroku se výrazně zvyšuje do 2,5 let a poté již pomaleji. Poměr šířky pánve ku vzdálenosti kotníků se výrazně zvyšuje do dvou a půl let, pak pomaleji do tří a půl let a pak zůstává přibližně stejný do sedmi let.

Z daných studií plyne, že postupné zlepšení chůze neprobíhá lineárně, k největším změnám dochází v prvních dvou a půl letech, následně ve třech a půl letech a pak následuje pomalé postupné zlepšování chůze až do věku 7-8 let.

Zlepšení v krokových vzorech je přisuzováno řadě faktorů, jako jsou změny v tělesných proporcích, posturální kontrola, maturace CNS a zvyšování svalové síly (Sutherland et al, 1980).

Rychlé změny v prvních měsících po začátku chůze jsou spíše spojeny s častým zkoušením chůze, než se změnou tělesných proporcí či věkem, a proto učení je bráno jako důležitý faktor při maturaci.

Ve studii Hausdorff, J. M., L. Zeman, C.-K. Peng, and A. L. Goldberger testovali variabilitu chůze u dětí ve věku 3-14 let. Dle této kvantitativní studie kroková variabilita v délce trvání krokového cyklu jsou signifikantně vyšší u 3-4 letých dětí ve srovnání s 6-7 letými a též ve srovnání 6-7 letých s 11-14-letými dětmi. Temporální variabilita chůze není plně vyvinuta u 7-letých dětí, ale u 11-14-letých dětí již dosahuje hodnot dospělé populace. Různé znaky krokové dynamiky se nevyvíjí ve stejnou dobu.

Změny dynamiky doby kroku u mladších dětí mohou být způsobeny řadou faktorů. Zvýšená variabilita může být částečně spojena se sníženou rychlostí chůze a sníženou stabilitou při nižších rychlostech. Mnoho faktorů též naznačuje, že věkově podmíněné změny temporální organizace dynamiky kroku nejsou jednoduše odpovídající redukované výšce, rychlosti chůze, změnách v koncentraci během chůze nebo zvýšené krokové variabilitě. V každém případě dynamika doby kroku pravděpodobně závisí na neuromuskulární kontrole, což není pouze spojeno s rychlostí chůze nebo variabilitou, a nezrálá dynamika chůze tedy může reflektovat jemný postupný vývoj více než jedné komponenty motorické kontroly (Craik RL, Dutterer L, 1995).

Přesto některé parametry jsou též závislé na výšce jedince. Při normalizaci k tělesné výšce dítěte byla délka krokového cyklu 76 % tělesné výšky bez ohledu na věk. Proto normalizovaná délka kroku může sloužit jako parametr nezávislý na maturaci CNS. Zatímco vývoj iniciálního kontaktu, dopad paty více než kontakt celou nohou nebo první kontakt prsty při začátku stoje je velmi senzitivním indikátorem vývoje CNS. V závislosti na cíli měření mohou být určité parametry více citlivé než ostatní měřené změny vzorů došlapu nohou. (Craik RL, Dutterer L, 1995).

2.3.2.3 Rychlost a variabilita chůze

Závislost rychlosti na časových a prostorových proměnných byla dokumentována v řadě studií. Kadence a délka kroku představují přímý lineární vztah v rozmezí hodnot rychlosti od 0.8 – 2.0 m/s. Při rychlostech klesajících k 0.3 m/s je závislost kadence i délky kroku na rychlosti křivka. Doba fáze opory o jednu dolní končetinu a fáze dvojné opory představují nepřímou závislost na rychlosti a tento vztah lze vyjádřit křivkou, počítáme-li s aktuálními časovými hodnotami. Při normalizaci ke krokovému cyklu se stává tento vztah lineární (Craik a Oatis, 2003).

Procentuální vyjádření krokového cyklu stráveného ve švihové a stojné fázi je platné pro středně rychlé a rychlé chůzi. Doba dvojné opory klesá se zvyšující rychlostí téměř k nule při závodní chůzi. Při běhu není žádná dvojná opora a doba švihové fáze převyšuje fázi stojnou. Během velmi pomalé chůze stojná fáze zahrnuje až 80% krokového cyklu a švihová fáze jen 20 %. Při zvyšování rychlosti se doba stojné fáze a fáze dvojné opory snižuje. Při nucené pomalé chůzi u mladých zdravých jedinců lze zaznamenat znaky zahrnující zkrácení délky kroku, snížení kadence a snížení fáze opory o jednu dolní končetinu. Tyto charakteristiky jsou obdobně vidět ve spojitosti se stárnutím.

Gillis et al. ve studii porovnával fáze kontaktu nohou s podložkou u mladých a starých jedinců při pomalé středně rychlé a rychlé chůzi. Při pomalé chůzi byla rychlost v obou skupinách stejná, při středně rychlé a rychlé chůzi byla ve skupině starších jedinců rychlost podstatně nižší. Při pomalé chůzi bylo procentuální vyjádření fáze dvojné opory i opory o jednu DK shodné v obou skupinách. Výsledkem této studie bylo nejen zhodnocení, že starší populace chodí nižší rychlostí, ale i, že kadence kroku je podstatně nižší navzdory kontrole rychlosti. Kadence kroku tedy může být důležitým senzitivním parametrem pro posuzování schopností jedinců v jednotlivých věkových kategoriích (Craik RL, Dutterer L, 1995).

Crowinshield, Brand a Johnston posuzovali rychlostní závislost proměnných chůze pomocí regresní přímky pro rychlost a věk a ostatní proměnné jako délka kroku a sagitální exkurze stehna. Průměrné regresní rovnice byly signifikantně odlišné pro dvě věkové skupiny. Autoři došli k závěru, že starší lidé chodí kratším krokem a menší sagitální exkurzí stehna a tyto rozdíly jsou více signifikantní při vyšších rychlostech. Tyto prostorové a časové charakteristiky chůze lze posuzovat jako finální výsledek konfrontace neuromuskulárního systému s prostředím (Craik RL, Dutterer L, 1995)..

Při zjednodušeném předpokladu by se mohlo zdát že variabilita chůze je ovlivněna velikostí rychlosti. Dle výsledků studie Danion et al. (2003) však při zvýšení frekvence a délky nedochází ke stejným změnám variability chůze. Dále též dochází ke změnám variability chůze, i když je rychlost udržována konstantní a je změněna pouze kombinace kadence a délky kroku. Změny rychlosti

během volné chůze jsou spíše výsledkem změny délky kroku, proto vliv rychlosti je více podobný změně délky kroku.

2.3.2.4 Kadence, délka kroku a variabilita chůze

Frekvence kroků a délka kroků jsou hlavními parametry způsobujícími variabilitu chůze. Je dokázáno, že frekvence kroků ovlivňuje časovou variabilitu a délka kroku ovlivňuje prostorovou variabilitu chůze. Chůze je charakterizována preferovaným vztahem mezi frekvencí kroků a délkou kroku. Pokud je člověk nucen jít danou rychlostí chůze, je této rychlosti dosaženo specifickou kombinací frekvence a délky kroků. Změna rychlosti je spojena paralelně se změnou frekvence a délky kroků. Pokud chceme, aby pacient šel dle specifických instrukcí, můžeme měnit vnucenou délku, frekvenci nebo současně oba parametry. (Danion et al., 2003)

Je dokázáno, že pokud jde pacient preferovanou kombinací obou parametrů, je tato chůze nejekonomičtější. Pokud jde pacient danou rychlostí, nepreferovaná kombinace délky kroku a kadence vyžaduje více energie než spontánně adaptovaná kombinace. Při spontánní adaptaci tedy dochází k nižším vnějším odchylkám, nižší variabilitě pohybu a k minimalizaci zapojení svalového systému než u neadaptovaných jedinců. Maruyama a Nagasaki (1992) tvrdili, že chůze je optimální z hlediska časové variability, pokud člověk jde samostatně zvolenou frekvencí při daných rychlostech. Sekya et al.(1997) zjistili že při frekvenci 120 kroků/min vede k minimálním prostorovým variabilitám, které se příliš nemění při různých pevně daných rychlostech.

Tyto studie počítají s konstantní rychlostí při volně daných kombinacích frekvence a délky kroku. Dle studie Danion et al. (2002) zaměřené na vliv frekvence a délky kroku na variabilitu chůze, při níž byli vyšetřovaní jedinci chodili na běžícím pásu pěti danými rychlostmi při pevně daných kombinacích FL došlo k následujícím výsledkům. Změny v parametrech délky kroku ovlivňují nejen prostorovou variabilitu, ale současně i časovou variabilitu. Pokud tyto výsledky posuzujeme v relativních jednotkách je časová variabilita v daném případě nižší než prostorová.

Dle studie plyne, že časová i prostorová variabilita je nejnížší při frekvencích 1Hz, jak při nižších tak vyšších frekvencích je variabilita vyšší. Daný výsledek byl též ve studii Holt et al.(1995) při níž vyšetřovaní šli rychlostí 1.25 m/s při různých frekvencích a byl jim měřen energetický výdej. Minimální energetický výdej byl zaznamenán při frekvenci 0.98 Hz. Tato hodnota byla též potvrzena studií Sekiya et al(1997). Při níž nejnížší variabilita v délce kroku byla minimální při frekvenci 120 kroků/min tj. 1Hz. Snaha o zjištění, proč právě daná frekvence, vedla k úvaze o připodobnění k mechanickému oscilátoru.

Každý mechanický systém pracující určitou frekvencí, která mu zajišťuje, že množství energie potřebné pro udržení oscilace je minimální. Holt et al.(1995) použil hybridní kyvadlový model a odvodil danou frekvenci dolní končetiny na 0.92 Hz.

Z těchto poznatků odvozujeme že při této frekvenci je zapojení neuromuskulární synergie udržující oscilaci dolních končetin minimální. V návaznosti na to, čím méně vnitřních sil je potřeba, tím méně vnitřních odchylek se projeví.

Dále se předpokládá, že zahrnutí svalového systému je minimální u preferované chůze při preferované FL kombinaci. Dle studie plyne, že při frekvenci minimalizující variabilitu chůze, není závislá na délce kroku. Dále též plyne, že při různých rychlostech chůze, při níž jde pacient volně se paralelně mění frekvence i délka kroku. Z těchto výsledků plyne, že preferovaná chůze nemusí být nutně optimální z hlediska variability a vztah mezi efektivitou pohybu a složením pohybu není zcela triviální.

Vliv délky kroku byl v daném pokusu více specifický v relativních hodnotách, kdy je signifikantní efekt v obou hodnotách variabilit. Při posuzování v absolutních hodnotách je efekt viditelný spíše jen v časové variabilitě. Druhý rozdíl oproti frekvenci je v povaze křivky, která nemá tvar U jako u frekvence, ale je spíše monotónní, delší kroky vedou k nižší časové i prostorové variabilitě. V tomto případě se naskytá otázka z jakého důvodu dochází při delších krocích k menším odchylkám v chůzi. Možným vysvětlením může být biomechanický předpoklad, že při delších krocích dochází k většímu rozsahu pohybu v kloubu. Čím blíže je kloub plné flexi či extenzi, tím více se zapojí antagonisté pohybu, kteří daný kloub více stabilizují, aby nedošlo k větším výchylkám chůze (Danion et al. (2003).

2.3.2.5 Srovnání časových a prostorových charakteristik chůze na běhátku a po podlaze

Mnoho poznatků týkajících se lokomoce bylo získáno analýzou chůze na běhátku. K tomuto záměru vedla řada výhod, jakým je např. stacionární postavení probanda a umístění přístrojů pro záznam analýzy chůze bez jakýchkoli problémů.

Přesto v řadě výzkumů k analýze lokomoce bylo využito běžné chůze po podlaze, jelikož zde jde proband běžnou pro něj obvyklou chůzí, na níž se nemusí adaptovat. Při běžné chůzi po podlaze si proband může vybrat pro sebe přirozenou rychlost (Sutherland, 1980), s nejekonomičtějším energetickým výdejem (H.Stoltze et al. 1997).

Ve studii H.Stoltze et al. (1997) při chůzi na běhátku při stejné rychlosti jako při chůzi po podlaze došlo k redukci délky kroku o 4 %. Během chůze na běhátku kadence vzrostla o 6 %. Což vedlo ke zkrácení krokového cyklu společně se signifikantními změnami v trvání stojné a švihové

fáze. Při chůzi na běhátku ve srovnání s chůzí po podlaze došlo ke snížení stojné a zvýšení švihové fáze. Následkem prodloužení švihové fáze se snížila fáze dvojně opory o 27 %.

Toto snížení fáze dvojně opory může vést k charakteristickému rozdílu mezi danými typy chůze, což se projeví zřejmě v balančně podmíněných parametrech chůze. Šířka kroku se na běhátku zvýšila o 22 % se současnou změnou úhlu nohou o 19 %. Tyto změny opět vedou k chůzi o širší bázi při chůzi na běhátku.

Studie Murray et al. (1985) srovnávala chůzi na běhátku a s chůzí po podlaze z hlediska kinematiky, posouzení EMG a tepové frekvence a to během tří rychlostí. Během chůze na běhátku vyšetřovaní inklinovali k vyšší kadenci a kratší délce kroku než při normální chůzi. Rovněž byli zaznamenány signifikantní rozdíly v posunu hlavy, stehů a kotníků v sagitální rovině mezi danými chůzemi. Dle EMG aktivity byla vyšší aktivita zaznamenána při chůzi na běhátku, přičemž signifikantní rozdíl byl zaznamenán u aktivity m. quadriceps femoris. Taktéž u tepové frekvence byly vyšší hodnoty zaznamenány při chůzi na běhátku.

Dle další studie Alton et al. (2000) porovnávající kinematiku chůze na běhátku a na podlaze byla výrazná změna kadence chůze rostoucí ze 114 kroků/min na 121 kroků/min na běhátku u mužů. Co se týče signifikantních rozdílů u žen byl zaznamenán výrazný rozdíl ve flexi kyčelního kloubu ($P < 0.004$), kdy byla při chůzi na běhátku výrazně vyšší flexe. V souhrnném hodnocení mužů a žen společně byli signifikantní rozdíly v době stojné fáze, kadenci a rozsahu pohybu v kyčli. Vyšší kadence je předpokládána z důvodů pocitu urgentního dát dolní končetinu před sebe z důvodu toho, že stojná dolní končetina je tažena dozadu pohybujícím se pásem.

Dle výsledků studie Stoltze et al (1997) se kadence zvýšila při chůzi na běhátku oproti chůzi po podlaze jak u dětí tak u dospělých. Proto se v dané studii snažili autoři zjistit zda-li se změny rozdílů v parametrech chůze v případě, že kadence bude stejná v obou případech. Doba krokového cyklu byla u obou srovnávacích pokusů vcelku identická, trvání jednotlivých subfází zůstalo odlišné. Stojná fáze a fáze dvojně opory byly mírně delší při kadenci kontrolované chůzi na běhátku oproti chůzi po podlaze. Doba švihové fáze nebyla podstatně změněna trváním krokového cyklu z chůze na běhátku do kadenci kontrolované chůze na běhátku, ačkoli doba krokového cyklu se podstatně změnila a prodloužila na dobu stejnou jako při chůzi na podlaze. Balančně podmíněné parametry jako šířka kroku a úhel nohou byly změněny jen nepatrně ale i přesto dosáhly podstatně vyšší hodnoty než při normální chůzi po podlaze.

Dané studie ukazují výrazné rozdíly v prostorových a časových parametrech u obou typů chůze. Ve srovnání s chůzí po podlaze se kadence zvýšila, za současně snížení doby krokového cyklu a snížení délky kroku. Tyto výsledky též potvrzují další studie Pearce et al (1983) a Strathy et

al.(1983). Jiné studie (Murray et al., 1985) nezaznamenaly rozdíly mezi danými chůzemi na běhátku a po podlaze.

Během chůze na běhátku byla posuzována doba potřebná ke stabilizaci délky kroku. Srovnávali délku kroku po pěti a deseti minutách chůze na běhátku. Během prvních pěti minut došlo k postupnému snižování délky kroku a po desáté minutě již k podstatným změnám v délce kroku nedošlo, ale nebyly zde známky zřejmé habituace. U dětí byly pozorovány podobné výsledky. Tyto výsledky se shodují se studií Wall a Charteris (1981), kteří zjistili, že k přizpůsobení k chůzi na běhátku dochází během prvních minut, ale poté následuje druhá fáze větší adaptace, při níž dochází ke snížení variability mezi následujícími kroky (Stoltze et al. ,1997)

Nilsson et al. (1985) a Nilsson a Thortensson (1987) popsali, že při konstantní rychlosti, délka kroku, doba stojné a švihové fáze a fáze dvojné opory nepřímě koreluje se zvyšující kadencí.

Časování fází krokového cyklu se pravděpodobně mění v důsledku řady faktorů, ať již jsou faktory aferentního systému, chování jedince, odlišné kinematické vzory, které indikují různé proprioceptivní informace a také nedostatek optického proudu.

Vliv optického proudu na parametry chůze byl popsán ve studii Prokop et al (1997). Během chůze na běhátku, kdy byl zpětný optický proud, který by byl normální pro chůzi po podlaze, změněn v reverzním směru, došlo náhle u probandů ke zvýšení rychlosti chůze. Bez optického proudu byla rychlost vyšetřovaných vyšší než po přidání zpětného optického proudu. Tato podstatná souvislost může být příčinou vyšší kadence chůze na běhátku, která byla popsána v řadě výše zmíněných studií.

Dalším podstatným faktorem může být sensorický zmatek mezi nedostatkem optického proudu a informacemi z vestibulárního aparátu a proprioceptivními informacemi z dolních končetin a trupu (H.Stoltze et al., 1997).

Byl popsán přetrvávající účinek ve formě virtuálních dopředných pohybů těla po deseti minutách běhu na běhátku. Tento sensorický nepoměr se tedy může též podílet na změnách vzorů chůze. Dalšími parametry podílející se na rovnováze je šířka kroku a vnější rotace nohou. Dle studie H.Stoltze et al. (1997) byly tyto parametry výrazně vyšší při chůzi na běhátku. Otázkou zůstává zda-li tyto rozdíly, které slouží k lepšímu udržení rovnováhy vznikají jen v důsledku vyšší kadence, či snížení doby fáze dvojné opory nebo jsou ochranným mechanismem.

Ve studii Stoltze et al. (1997) byla chůze u dětí více variabilní než u dospělých ve srovnání s chůzí po podlaze, což může být právě způsobeno tím že k potřebnému přizpůsobení se chůzi na běhátku je třeba vyšší stupeň maturace než pro normální chůzi po podlaze. Výrazné rozdíly jsou v balančně závislých parametrech jako šířka kroku a vnější rotace nohou. Některé studie ukazují vyšší reaktivitu dětí k vizuální stimulaci než u dospělých.

Brant et al. (1976) popsal senzitivitu k rotačním optokinetickým poruchám v závislosti na věku. Senzitivita je nízká nebo žádná u dětí ve věku 6-12 měsíců, dále vzrůstá do věku 2-5 let a pak plynule klesá do věku 15 let do finální senzitivity u dospělých. Příčinou rozdílných balančně závislých parametrů při chůzi na běhátku mohou být tedy u dětí způsobeny jednak zvýšenou optokinetickou senzitivitou k optosenzorickým rozdílům a také vestibulární stimulací

2.4 Energetická náročnost chůze

Lidská lokomoce zahrnuje uhlazený posun těla v prostoru s nejmenšími mechanickou a fyziologickou energetickou náročností. Základem pro plynulou progresi je udržení symetrické nízké amplitudy posunu těžiště hlavy, horních končetin a trupu (HAT) ve vertikálním a horizontálním směru dle principu biologické konzervace energie (Waters, 1999)

Na konci švihové fáze je težiště HAT za švihovou DK. Na začátku iniciální stojné fáze dochází k vzestupu HAT nad DK procházející fází iniciálního kontaktu paty. Elevace HAT je generována kinetickou energií až do střední fáze stoje, kdy je HAT v nejvyšší pozici a kinetická energie se přeměnila na potenciální. Potenciální energie opět konvertuje v kinetickou v pozdní stojné fázi.

Další mechanismus energetické přeměny se objevuje během švihové fáze aktivací hamstringů ke zpomalení švihové DK při přípravě na kontakt paty. Na začátku švihové fáze dochází aktivací flexorů kyčle ke zrychlení DK, nejvyšší rychlosti, cca dvojnásobné oproti průměrné, je dosaženo ve střední fázi švihu, hamstringy se zapojují na konci švihové fáze a vedou ke zpomalení švihové DK a přípravě na iniciální dotyk DK.

Byly popsány determinanty, které minimalizují energetickou náročnost. Rotace pánve, klopení pánve a stojná flexe kolene minimalizují absorpci dopadu paty na podložku a uhlazují vertikální posuny HAT a následky reakčních sil podložky. Laterální posun pánve snižuje laterální posun HAT, a tím se snižují energetické nároky.

Efektivní aktivita svalů na dolních končetinách a tvar DKK umožňují zapojení svalů s minimálními změnami v jejich délce, čímž se přibližujeme k izometrické aktivaci svalů a koncentrická neefektivní aktivace svalů je minimalizována (Waters, 1999).

2.4.1 Měření energetické náročnosti

Při měření spotřeby energie můžeme využít jednak přímého a nepřímého měření energie.

Při přímém měření se zjišťuje množství spotřebovaného kyslíku. Příjem kyslíku lze měřit pomocí otevřených nebo uzavřených spirometrických technik. V uzavřených systémech je vzduch

znovu vdechován po absorpci CO₂ z exhalovaného vzduchu ve vápenném kanistru. Pacient musí být v tomto případě připojen k velkému spirometru (Perry, 1992).

Otevřený spirometr je preferovaná metoda ve většině studií. Pacient konstantě inhaluje vzduch o přesném složení, množství a procento O₂ v exhalovaném vzduchu je užito ke měření kyslíkové spotřeby. Vydechovaný vzduch je sbírán do Douglasovy nádoby a analyzováno složení plynů pomocí O₂ a CO₂ analyzátorů. V dnešní době se již více užívá otevřených systémů, v nichž se zaznamenávají data dech po dechu nebo zprůměrovaná data pomocí volitelné směšovací komory. Studie Carter, Jeukendrup (2002) vykazuje srovnatelnou spolehlivost daných systému s Douglasovou nádobou. Měřením tak zjistíme množství spotřebovaného O₂, množství vydechovaného CO₂, respirační kvocient RER (poměr CO₂ a O₂) a ventilaci. Měřená osoba má při obou typech měření utěsněné nosní dírky a náustek spojený trubicí s nádobou na vydechovaný vzduch. V jiných případech se používají speciálně upravené obličejové masky (Valouchová, 2004).

Pro popis energetické náročnosti používáme termíny fyziologické výkonu a práce. Výkonové požadavky jsou vyjádřeny příjmem kyslíku (VO₂) v mililitrech vztaheném na kilogram tělesné hmotnosti za minutu (ml/kg .min) (Waters, Mulroy, 1999).

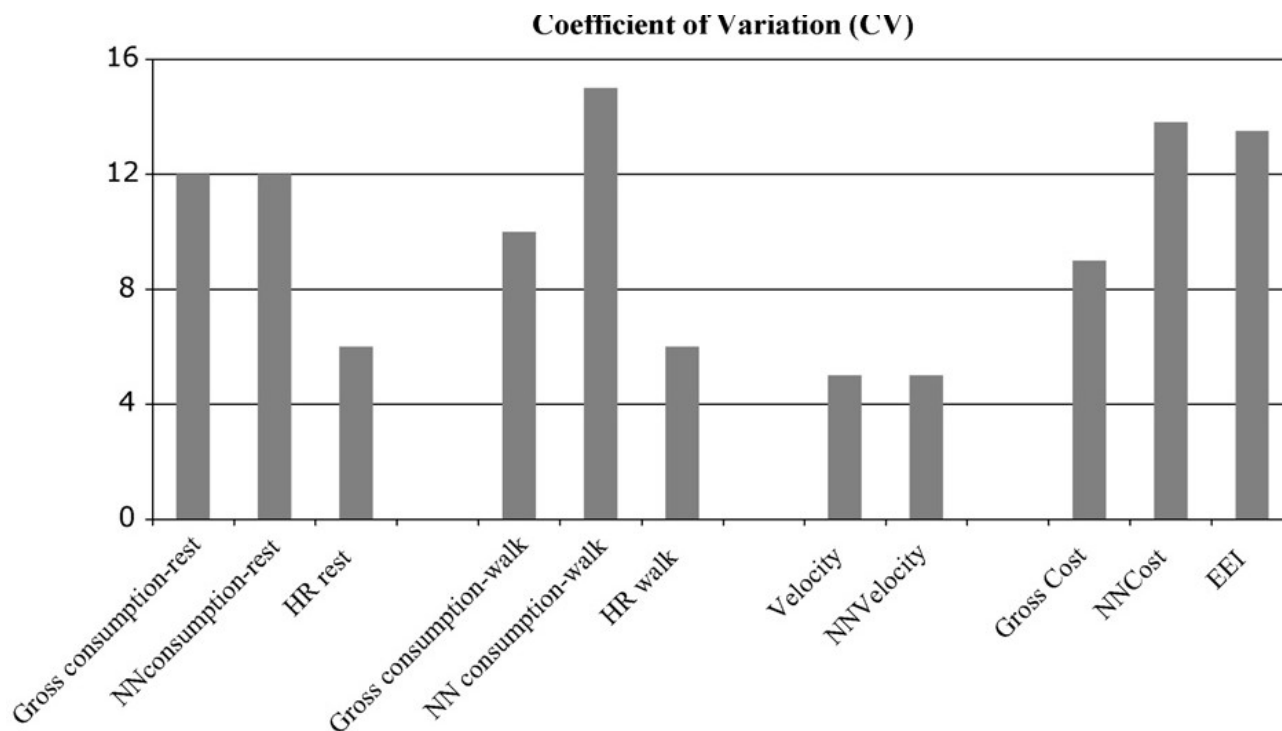
Fyziologická práce (O₂ cost) je určena množstvím spotřebovaného O₂ vztaheného na kilogram tělesné hmotnosti a na jednotku vzdálenosti (ml/kg .m). O₂ cost se určuje vydělením net VO₂ rychlostí chůze, tedy $O_2 \text{ cost} = (VO_{2 \text{ zatez}} - VO_{2 \text{ klid}}) / \text{ rychlost chůze}$.

V mnohých studiích byla řešena problematika normalizace příjmu kyslíku, O₂ cost a rychlosti ve vztahu k antropometrickým parametrům. V mnoha studiích se používá jednak celkového příjmu kyslíku VO_{2 gross} nebo čistého příjmu kyslíku, od něhož je odečten klidový příjem (VO_{2 klid}), tedy $VO_{2 \text{ net}} = VO_{2 \text{ zatez}} - VO_{2 \text{ klid}}$. Baker et al. (2000) udává vhodnost užití normalizace rychlosti k tělesné výšce a odečítání klidového příjmu kyslíku pro výpočet čistého příjmu kyslíku net VO₂ pro snížení variability O₂ cost o 40 %.

Net nondimensional normalizace (NN normalizace) popsána ve studii Schwarz et al (2006) v sobě zahrnuje postup, jejímž cílem je nezávislost VO₂, O₂cost a rychlosti chůze na antropometrických parametrech jako je výška, hmotnost a věk. Tato technika normalizace net VO₂ zahrnuje hmotnost, gravitační zrychlení a délku dolních končetin, což je podobné s další technikou normalizace využívající Fredovo číslo (Fr) (Kramer, Salton Miller, 2007). Normalizace s využitím Fredova čísla užívá při normalizaci délku dolních končetin i při výpočtu O₂ cost oproti NN normalizaci.

Studie Thomas S. S., Buckon C. E., Michael H. Schwartz, Sukman M. D., Michael D. Aiona (2009) popisuje srovnání běžného měření energetické náročnosti s NN normalizací a jejich

variabilitu mezi různými dny měření. Variabilitu měření energetické náročnosti mezi dny s koeficienty variací popisuje následující graf.



Graf 1 Koeficienty variací mezi dny pro měření energetické náročnosti (Thomas S. S. et al., 2009)

Při nepřímém měření užíváme lineární závislosti mezi příjmem kyslíku a tepovou frekvencí při absenci kardiálního onemocnění, jelikož běžně používaný příjem kyslíku je v mnohých situacích nepraktický. Tepová frekvence a rychlost chůze je lineárně závislá na příjmu kyslíku v submaximálních zátěžích. Lineární závislost tepové frekvence a příjmu kyslíku byla potvrzena v řadě studií (Waters, 1999).

Waters et al (1983) kromě této závislosti navíc potvrdil, že tepová frekvence u dětí je signifikantně vyšší než u adolescentů a také u žen ve srovnání s muži. Rychlost chůze se zvyšuje s věkem z dětství do mladé dospělosti, poté s věkem klesá. V každé věkové skupině je tato závislost lineární do rychlosti 100 m/min (Pearce et al, 1983, Waters et al, 1988) a také u dětí s DMO (Rose et al, 1989, 1990). Maximální efektivita se objevuje při optimální či preferované rychlosti chůze. Tyto dané dva parametry rychlost a tepová frekvence jsou užívány jako indikátory efektivity či energetické náročnosti lokomoce. Index fyziologického výdeje – PCI poprvé publikoval MacGregor v roce 1979. Při sestavení rovnice předpokládal, že je vhodnější vycházet z net TF (pracovní TF – klidová TF) dělené rychlostí chůze, tedy $PCI = (TF \text{ chůze} - TF \text{ klidu}) / \text{rychlost chůze}$ (Raja et al., 2007).

Při svých studiích demonstroval, že PCI dosahuje minimálních hodnot při preferovaných rychlostech. Ve studiích Rose et al.(1991) měřila ve své studii též s použitím parametrů tepové frekvence a rychlosti energy expenditure index EEI, který stejně jako PCI byl lineárně závislý na příjmu kyslíku, tj. obdobně $EEI = (TF \text{ chůze} - TF \text{ klidu}) / \text{rychlost chůze}$. Klidovou TF lze měřit jako průměrnou TF měřenou během dvou minut poté, co pacient v klidu seděl na židli po dobu pěti minut(Rose et al, 1991). Při měření pracovní TF při chůzi musí být dosaženo steady - state parametrů. Steady state je situace při níž příjem kyslíku je roven nárokům tkání na kyslíkové zásobení. Znamená to též, že se TF stabilizuje na určitou hodnotu, požadovanou pro danou aktivitu. Řada autorů se shoduje, že steady state kondice je dosaženo během tří až sedmi minut chůze(Waters et al., 1983, Rose et al, 1989), většina autorů se domnívá že stačí doba tří až čtyř minut. Řada pacientů s poruchou lokomoce danou dobu není schopna chůze, a tedy nedosáhnou steady - state hodnot TF (Raja et al., 2007).

Měření energetické náročnosti chůze se užívá pro porovnání změn chůze za různých situací, při chůzi s opěrnými pomůckami či u pacientů s neurologickou poruchou.

2.4.2 Výdej energie při chůzi

Rychlost chůze

Běžná rychlost chůze se u dospělých pohybuje v rozmezí 1-1,67 m/s, u mužů je tato rychlost signifikantně vyšší, dle studie dělané na dospělých chodcích ve věku 20-60 let, byla obvyklá rychlost mužů 1,37 m/s oproti ženám 1,23 m/s. V následující studii byli pacienti testováni na obvyklou rychlou a pomalou chůzi, kdy byl rozsah rychlostí 0,62 – 1,65 m/s. Při zvýšení rychlosti kolem 100 m/min je možnost výběru mezi chůzí a během, k přechodu do běhu dochází dle studie Thorstensson a Robertson při rychlosti 113m/min, běh se stává efektivnější než chůze při rychlosti 133 m/min (Waters, Mulroy, 1999)

V průběhu obvyklé chůze dospělý člověk v průměru spotřebuje 12,1 ml/kg/min.kyslíku. Výraznější rozdíly nejsou ani u seniorů. U dětí je příjem kyslíku vyšší 12,9 – 15,3 ml/kg min. Tyto hodnoty ovšem jsou při různých preferovaných rychlostech.

Ve studii Allor et. al. (2000) byla porovnávána skupina mladých dívek(13,3 ± 0,9 let) s mladými ženami (21 ± 1,5 let)při srovnatelných antropometrických měřeních (výška, váha, kožní řasa) při chůzi na běhátku o rychlosti 80 m/min. Byly zjištěny výrazné rozdíly v hodnotách VO₂ submax (16,4 ± 1,7 vs. 14,4 ± 1,1 ml/kg min) při chůzi, v klidovém příjmu kyslíku nebyly rozdíly tak výrazné (4,4 vs. 3,9 ml/ kg/min). Tepová frekvence při chůzi byla také výrazně vyšší u dívek (118 ± 11 tepů/min vs. 104 ± 12 tepů/min).

Ve srovnání s rychlou chůzí u dětí, adolescentů a mladých dospělých nebyly v hodnotách příjmu kyslíku výrazné rozdíly odpovídající hodnotám 19.6, 19.1, 18.4 ml/kg min. Výraznější rozdíly ovšem byly zaznamenány u seniorů 15.4 ml/kg min, což úzce souvisí s nižší obvykle volenou rychlou chůzí. Snížení energetických nároků též koresponduje s poklesem ostatních fyziologických parametrů, jako např. svalové síly. Pokles hodnot obvyklé chůze a obvyklé rychlé chůze je spojen s poklesem VO₂ max, a to nezávisle na věku .

Vztah rychlosti a spotřeby kyslíku

Tento vztah byl popsán několika autory pomocí následujících rovnic.

$$\text{O}_2 \text{ rate} = 0.00110V^2 + 5.9 \text{ (Raltson)}$$

$$\text{O}_2 \text{ rate} = 0.00100V^2 + 6.2 \text{ (Concoran)}$$

$$\text{O}_2 \text{ rate} = 0.00105V^2 + 7.1 \text{ (Molen)}$$

Křivka dané závislosti je přibližně lineární pro hodnoty rychlostí pod 100 m/min. Proto se pro výpočet používá rovnice

$$\text{O}_2 \text{ rate} = 0.129V + 2.60 \text{ pro } V \leq 100 \text{ m/min}$$

Zmíněné rovnice nejsou určeny pro extrémně nízké rychlosti. Průměrná hodnota O₂ rate u dospělých při extrémně nízkých rychlostech je průměrně 5,7 ml/kg min, která je určena silou potřebnou k udržení těla v sotva znatelném pohybu.

Při konstantní rychlosti je závislost mezi kadencí a příjmem kyslíku křivka ve tvaru U. Pacienti často mění kadenci během volně vybrané chůze na běhátku. Pokud je rychlost udržována konstantní, tak se při zvyšující kadenci snižuje délka kroku. Průměrná kadence 113 kroků za minutu se přibližuje kadenci při nejnižším příjmu kyslíku. Naproti tomu snižování kadence od preferované hodnoty za současného zvětšování délky kroku je méně ekonomické než srovnatelné zvýšení kadence a zkrácení délky kroku.

V případě konstantní délky kroku, kdy pacient snižuje či zvyšuje rychlost chůze změnou kadence, je zvýšení spotřeby kyslíku se zvyšující se kadencí (tj. i zvyšující rychlostí) minimální, dokud není překročena preferovaná kadence. Po překročení preferované kadence roste příjem kyslíku výrazně. Dle délky dolních končetin a rozložení svaloviny lze předpovídat preferovanou a nejvíce ekonomickou kadenci chůze. Tento fakt též souvisí se zvýšenou energetickou náročností chůze u pacientů, kteří nejsou schopni udržet preferovanou kadenci.

Vztah mezi rychlostí a O₂ cost je dán rovnicemi získanými z rovnic pro výpočet O₂ rate a vydělením rovnice rychlostí chůze.

$$\text{Pro děti: O}_2 \text{ cost} = 0.188 + 2.61/S$$

$$\text{Pro adolescenty: O}_2 \text{ cost} = 0.147 + 1.68/S$$

$$\text{Pro dospělé: O}_2 \text{ cost} = 0.129 + 2.60/S$$

O₂ cost u dětí je výrazně vyšší než u dospělých, přičemž hrají roli dva faktory. Jednak bazální metabolický příjem u dětí je vyšší a také mají vyšší kadenci chůze pro udržení dané rychlosti z důvodu kratší délky kroku. Křivky pro všechny věkové kategorie jsou relativně ploché při normální chůzi, což indikuje efektivitu normální chůze ve funkčním rozsahu rychlostí. Blízkost neekonomičtější rychlosti chůze a normální preferované chůze byla popsána řadou autorů (Waters, Mulroy, 1999).

2.4.3 Faktory ovlivňující výdej energie

Vliv povrchu

Při porovnávání závislosti povrchu podlahy a energetické náročnosti nebyly zaznamenány výrazné rozdíly, pokud se nejednalo o extrémně tvrdý povrch. Snížení energy cost o 10 % bylo zaznamenáno mezi běhátkem a asfaltem nebo škvárou u zdravé mladé populace. Chůze po písku zvyšuje energetický výdej přibližně 1,8 krát než po normální pevné podložce.

Byl též posuzován vliv podpatků na energetickou náročnost. Tento vliv se začíná projevovat až při velikosti podpatků nad 7,62 cm, kdy se projevují kinematické a kinetické variability v chůzi.

Vliv pohlaví byl studován v mnoha studiích, ale většinou bez signifikantních rozdílů vlivu pohlaví při různě rychlé chůzi. Srdeční frekvence byla zaznamenána vyšší u žen ve všech věkových kategoriích i při ostatních typech cvičení oproti mužům.

Vliv zátěže

Vliv zátěže na energetický výdej je závislý na umístění břemene. Zátěž umístěná periferně na nohou pacienta má podstatně větší efekt než zátěž umístěná na trupu. Umístění 20 kg zátěže kolem trupu nemělo podstatný vliv oproti 2 kg umístěným kolem každé nohy, což zvýšilo příjem kyslíku o 30 %. Tento výsledek lze předpokládat, v případě že zrychlení švihové DK umístěné před tělem je větší než zrychlení trupu, a jsou tedy na tělo vyžadovány větší energetické nároky. Z těchto poznatků též plynou požadavky na výrobu protéz s důležitostí minimalizovat jejich hmotnost.

Vliv zátěže je též podstatný u obézních pacientů. Ve skupině pacientů s výraznou nadváhou byla jejich preferovaná normální chůze redukována na 71 m/min za současného zvýšení příjmu kyslíku na 56 % VO₂ max (oproti 36 % VO₂ max u kontrolní skupiny). Tento příjem kyslíku přesahuje nároky kladené na neobézní jedince při rychlé chůzi. Vliv redukce nadváhy na energetické nároky byl významnější. Ve studii byl průměrný úbytek váhy 21 kg (20 % tělesné váhy), který korespondoval s redukcí energetického výdeje o 31 % (Waters, Mulroy, 1999).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem práce je provedení zhodnocení chůze za různých podmínek, schopnosti se adaptovat na tyto od běžné chůze odlišné podmínky a jejich vlivu na energetické náročnosti chůze. Chůze je modifikována dle běžné kadence chůze a je pozorován vliv těchto vnucených parametrů na tepovou frekvenci a následně na energetickou náročnost.

Dále je cílem zhodnocení těchto vnucených parametrů dle kadence kroku a rychlosti v případě chůze po podlaze a za obdobných srovnatelných vnucených podmínek, tj. při obdobné kadenci i rychlosti při chůzi na běhátku a jejich reakcí projevujících se v energetické náročnosti.

Dalším cílem je zhodnocení měření energetické náročnosti chůze na běhátku dvěma metodami a to nepřímo, dle již zmíněné tepové frekvence a přímo dle spotřeby kyslíku a porovnání výsledků pomocí obou metod.

Hypotézy

HO1

Chůze při různých kadencích kroku je energeticky srovnatelná.

- a, hodnoty EEI při běžné kadenci chůze
- b, kadenci kontrolované metronomem
- c, při 110 % běžné kadence chůze
- d, při 90 % běžné kadence chůze

HO2

Chůze po podlaze a na běhátku při srovnatelných podmínkách je energeticky stejně náročná

- a, hodnoty EEI při běžné rychlosti na běhátku a na podlaze
- b, hodnoty EEI při kadenci kontrolované chůzi po podlaze a na běhátku
- c, hodnoty EEI při 110 běžné kadence a obdobné rychlosti chůze na podlaze a na běhátku
- d, hodnoty EEI 90 % běžné kadence a obdobné rychlosti chůze po podlaze a na běhátku

HO3

Energetická náročnost chůze vypočítána nepřímo pomocí tepové frekvence je srovnatelná s hodnotami přímého měření příjmu kyslíku.

4 METODIKA

Pokusu se účastnilo celkem 18 dívek ve věku 20-27 let. Před měřením byly všem změřeny antropometrické údaje jako výška, hmotnost, délka dolních končetin, výška v sedu a rozpětí paží. Z anamnestických údajů vyplývá, že se jednalo o zdravé osoby, které neměly poruchy neuromuskuloskeletárního aparátu či kardiopulmonální onemocnění, které by mohly negativně ovlivnit vyšetření.

Každé osobě byla změřena klidová tepová frekvence během dvou minut po pěti minutách sezení v klidu. Osobě byla též změřena klidová spotřeba kyslíku VO_2 ml/min/kg. Poté osoba šla po chodbě po oválné dráze dlouhé 50 metrů. Každý proband šel po chodbě při čtyřech různých situacích.

Při prvním měření byl proband požádán, aby šel svou normální komfortní rychlostí chůze po dobu čtyř minut. Poté dle změřeného počtu kroků pomocí krokoměru Omron a pro přesnost počítáním kroků, byla stanovena kadence kroků. Dle kadence šel proband stejnou kadencí kroků i při druhém měření, ale kadence byla kontrolována metronomem, který udával přesný rytmus kroku.

Při třetím a čtvrtém měření šel proband kadencí o 10 % vyšší resp. nižší než při běžné chůzi a též po dobu čtyř minut.

Během poslední minuty jednotlivých měření byla každému měřena tepová frekvence. Proband po měření odpočíval minimálně tři minuty do té doby než se jeho tepová frekvence nevrátila na klidová hodnoty ± 5 tepů/min a poté následovalo další měření. Z hodnot ušlé vzdálenosti a času byla každému vypočtena průměrná rychlost chůze.

Po pokusech provedených při chůzi na podlaze a před začátkem měření na běhátku byl každý subjekt seznámen s chůzi na běhátku, kdy mu byla pomalu přidávána rychlost až do požadované komfortní rychlosti chůze. Před zahájením měření proband odpočíval minimálně po dobu pěti minut, dokud se jeho tepová frekvence nevrátila na klidové hodnoty ± 5 tepů/min.

Poté proband absolvoval čtyři měření na běhátku. Při prvním měření šel komfortní rychlostí chůze po dobu čtyř minut, kdy mu byl počítám počet kroků pomocí krokoměru Omron a pro kontrolu počítáním kroků. Při druhém měření šel proband stejnou rychlostí, ale kadencí odpovídající chůzi po podlaze kontrolovanou metronomem. Při třetím a čtvrtém měření šel proband kadencí o 10 % vyšší resp. nižší než normální kadence při chůzi po podlaze. Rychlost běhátka byla co nejbližší přiblížena rychlosti při stejných kadencích kroků při chůzi na podlaze. Při každém pokusu na běhátku šel proband po dobu čtyř minut a v poslední minutě každého měření mu byla odečtena tepová frekvence během každých deset sekund poslední minuty.

Poslední minutu mu byla též měřena spotřeba kyslíku. Analýza plynů probíhala na přístroji Oxycon Pro (Jaeger/Viasys, Würzburg, Německo) s analýzou plynů dech po dechu a výpisem každých patnáct sekund během poslední minuty zátěže.

Tepová frekvence byla měřena v jednotkách tepy/min, rychlost na běhátku byla měřena v km/h a poté převedena na jednotky m/min. Spotřeba kyslíku byla měřena v jednotkách ml/min/kg.

Údaje jsem statisticky zpracovala pomocí programu Statistica 8 a Microsoft Excel. Při porovnání chůze při různých kadencích jsem použila T párový test. Při srovnání chůze po podlaze a na běhátku jsem použila Wilcoxonův párový test. Při porovnání hodnot přímého a nepřímého měření energetické náročnosti jsem použila korelační koeficient a lineární regresi.

5 VÝSLEDKY

Soubor probandů byl charakterizován antropometrickými parametry shrnutými v následující tabulce.

Antropometrické parametry	Průměrné hodnoty
Věk (roky)	24 ± 3
Výška (cm)	168,2 ± 5,3
Hmotnost (kg)	59,4 ± 6,3
BMI (kg/cm ²)	21,0 ± 2,2
Délka DK (cm)	86,3 ± 3,2
Výška v sedě (cm)	87 ± 3
Rozpětí paží (cm)	167 ± 5,4

Tabulka 1 Antropometrické hodnoty souboru probandů

Hypotéza H01

Při posuzování hypotézy H01 jsem došla k následujícím výsledkům. Průměrné hodnoty EEI a směrodatné odchylky pro jednotlivá měření při chůzi po podlaze a na běhátku jsou shrnuta v následující tabulce.

	EEI podlaha (tepů/m)	EEI běhátko (tepů/m)
CW	0,33 ± 0,09	0,33 ± 0,11
CCW	0,33 ± 0,10	0,33 ± 0,11
110 % kadence	0,37 ± 0,10	0,37 ± 0,12
90 % kadence	0,29 ± 0,09	0,33 ± 0,11

Tabulka 2 Hodnoty EEI při jednotlivých měřeních při chůzi na podlaze a na běhátku

Vysvětlivky: CW – komfortní chůze

CCW- kadenci kontrolovaná komfortní chůze

110 % C- chůze s 110 % komfortní kadence

90 % C- chůze s 90 % komfortní kadencí

Při porovnání hodnot výsledků měření indexů EEI při různých kadencích během chůze po podlaze a výsledky t – testu jsou shrnuty v následujících tabulce (Tab. 3)

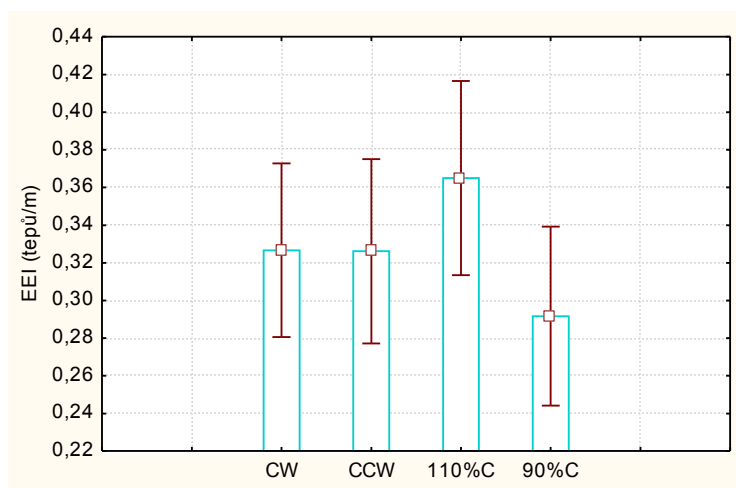
	Porovnávané hodnoty EEI(tepů/m)		T-test.
1. a 2. měření	0,33±	0,33	N.S
1. a 3. měření	0,33±	0,37	*
1. a 4. měření	0,33±	0,29	*
2. a 3. měření	0,33±	0,37	*
2. a 4. měření	0,33±	0,29	*
3. a 4. měření	0,37±	0,29	*

Tabulka 3 Srovnání hodnot EEI při různých kadencích chůze po podlaze

Vysvětlivky

1. měření – komfortní chůze (CW)
 2. měření – kadenci kontrolovaná chůze (CCW)
 3. měření – chůze s 110 % komfortní kadence (110 %C)
 4. měření - chůze s 90 % komfortní kadence (90 %C)
- N.S. – statisticky nesignifikantní hodnota
* - statisticky významná hodnota na hladině významnosti 0,05

Při porovnání hodnot EEI při různých kadencích při chůzi po podlaze byli zjištěny následující výsledky. Při preferované rychlosti chůze (CW- comfortable walking) a při kadenci kontrolované komfortní chůzi(CCW - cadence controled walking) nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly. Průměrné hodnoty EEI při chůzi po podlaze při CW a CCW byli v obou případech 0,33 tepů/m. V ostatních případech byly zjištěny statisticky významné rozdíly. Graficky dané hodnoty znázorňuje následující graf (Graf č.2).



Graf 2 Grafické srovnání hodnot indexů EEI při chůzi po podlaze s průměrnými hodnotami a intervaly 95 % spolehlivosti při všech čtyřech měřeních

Vysvětlivky:

- CW – komfortní chůze
- CCW- kadenci kontrolovaná komfortní chůze
- 110 % C- chůze s 110 % komfortní kadence
- 90 % C- chůze s 90 % komfortní kadencí

Při srovnání komfortní chůze (CW) s chůzí 110 % komfortní kadence (110 %C) a s chůzí

s 90% kadencí komfortní chůze (90 %C) byly zjištěny statisticky významné rozdíly (0,33 tepů/m vs. 0,37 tepů/m) resp. (0,33 tepů/m vs. 0,29tepů/m) na hladině významnosti 0,05. Při srovnání CCW chůze s chůzí s 110 % kadencí a s 90 % kadencí byly shledány též signifikantní rozdíly v hodnotách (0,33 tepů/m a 0,37 tepů/m) resp. (0,33 tepů/m a 0,29 tepů/m). Při srovnání hodnot EEI při chůzi 110 % a 90 % kadencí byly shledány statisticky významné rozdíly na hladině významnosti 0,05.

Při porovnání hodnot EEI při chůzi na běhátku se hodnoty EEI lišily méně než tomu bylo u hodnot změřených při chůzi po podlaze. Porovnávané hodnoty EEI při jednotlivých měřeních a hodnoty t – testu jsou uvedeny v následující tabulce (Tab. 4).

	Porovnávané hodnoty EEI (tepy/m)		t - test
1. a 2. měření	0,33±0,11	0,33±0,11	N.S
1. a 3. měření	0,33±0,11	0,37±0,12	*
1. a 4. měření	0,33±0,11	0,33±0,11	N.S
2. a 3. měření	0,33±0,11	0,37±0,12	*
2. a 4. měření	0,33±0,11	0,33±0,11	N.S
3. a 4. měření	0,37±0,12	0,33±0,11	*

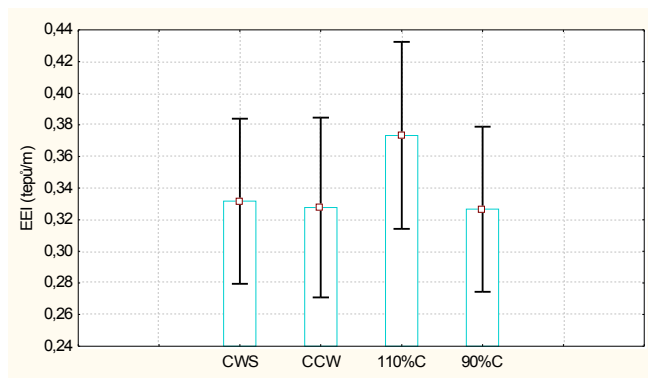
Tabulka 4 Srovnání hodnot EEI při různých kadencích chůze na běhátku

Vysvětlivky

1. měření – komfortní chůze (CW)
 2. měření – kadencí kontrolovaná chůze (CCW)
 3. měření – chůze s 110 % komfortní kadence (110 %C)
 4. měření - chůze s 90 % komfortní kadence (90 %C)
- N.S. – statisticky nesignifikantní hodnota
 * - statisticky významná hodnota na hladině významnosti 0,05

Porovnáním hodnot EEI při preferované chůzi a hodnot při kontrolované kadenci při chůzi po podlaze nebyly shledány statisticky významné rozdíly. Statisticky nevýznamné rozdíly byly zjištěny též při srovnání EEI při preferované chůzi (CW) a kadence kontrolované (CCW) s hodnotami EEI při 90% kadenci chůze (0,33 tepů/m vs. 0,33 tepů/m) resp. (0,33 tepů/m vs. 0,33 tepů/m).

Statisticky významných hodnot bylo dosaženo při porovnání hodnot EEI při 110 % kadenci s hodnotami CW a CCW tj. (0,37 tepů/m vs. 0,33 tepů/m) resp. (0,37 tepů/m vs. 0,33 tepů/m) a také ve srovnání s chůzí s 90 % komfortní kadencí (0,37 tepů/m vs. 0,33 tepů/m). Grafické znázornění hodnot indexů EEI při jednotlivých měřeních na běhátku jsou znázorněny v následujícím grafu (Graf 3).



Graf 3 Grafické srovnání hodnot indexů EEI s průměrnými hodnotami a intervaly 95 % spolehlivosti při všech čtyřech měřeních na běhátku

Vysvětlivky:

- CW – komfortní chůze
- CCW- kadenci kontrolovaná komfortní chůze
- 110% C- chůze s 110% komfortní kadence
- 90% C- chůze s 90% komfortní kadencí

Podíváme-li se tedy na srovnání chůze po podlaze a na běhátku při různých kadencích chůze, nacházíme zde statisticky nevýznamné rozdíly mezi chůzí s normální kadencí a kadencí kontrolovanou metronomem a to v obou případech chůze po podlaze a při chůzi na běhátku. V případě chůze na podlaze byly zjištěny statisticky významné rozdíly při porovnání měření při ostatních kadencích chůze.

Při chůzi na běhátku bylo dosaženo statisticky významných rozdílů při srovnání chůze při 110%C s ostatními měřeními, tj. s CW , CCW a 90 %C. U dalších hodnot nebyly rozdíly hodnot statisticky významné.

Hypotéza HO1 byla potvrzena v případě srovnání preferované chůze s kadencí kontrolovanou v obou případech, tj. při chůzi na běhátku i na podlaze. Hypotéza též byla potvrzena v případě chůze na běhátku při 90 % kadenci chůze ve srovnání s preferovanou chůzí a s kadencí kontrolovanou chůzí.

Hypotéza HO2

Srovnání chůze po podlaze a na běhátku jsem srovnávala dle hodnot EEI při jednotlivých měřeních. Při chůzi po podlaze byla volně zvolená kadence chůze 115 ± 8 kroků/min. Volně zvolená kadence na běhátku byla 118 ± 8 kroků/min. I když hodnota průměrné kadence na běhátku byla nepatrně vyšší, statisticky není tento rozdíl významný. U většiny probandů byla přesto kadence stejná nebo vyšší při chůzi na běhátku než při chůzi po podlaze, u jednoho probanda byla kadence chůze na běhátku nižší než při chůzi po podlaze.

Při srovnání hodnot EEI při chůzi po podlaze a na běhátku, jsem použila Wilcoxonův párový test. Hodnoty indexů EEI a hodnoty Wilcoxonova testu jsou shrnuty v následující tabulce (Tab. 5).

	EEI podlaha (tepy/m)	EEI běhátko (tepy/m)	Wilcoxonův test
CW	0,33±0,09	0,33± 0,11	N.S
CCW	0,33± 0,10	0,33±0,11	N.S
110 % kadence	0,37± 0,10	0,37±0,12	N.S
90 % kadence	0,29± 0,09	0,33± 0,11	*

Tabulka 5 Srovnání hodnot EEI při chůzi po podlaze a na běhátku

Vysvětlivky:

CW – komfortní chůze

CCW- kadenci kontrolovaná komfortní chůze

110 % C- chůze s 110 % komfortní kadence

90 % C- chůze s 90 % komfortní kadence

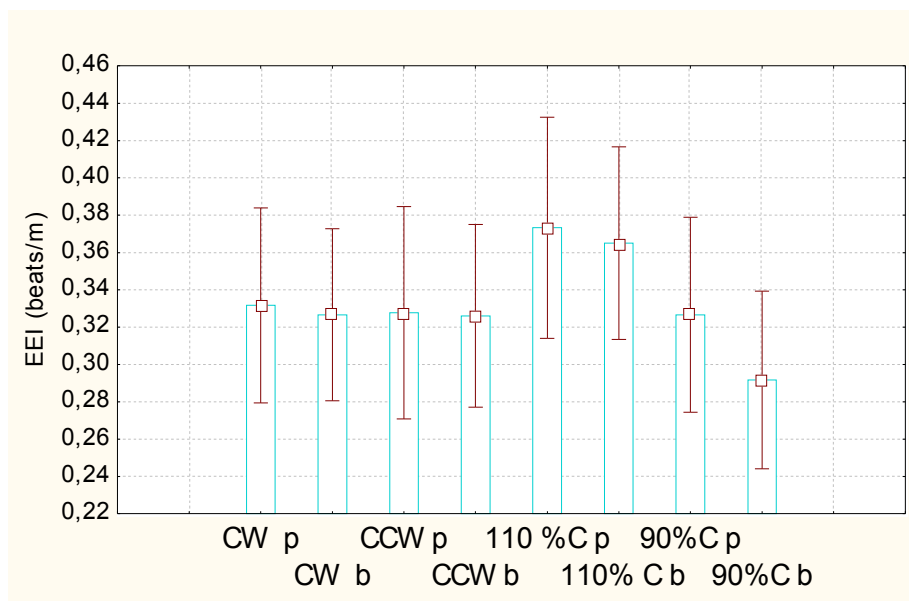
N.S. – statisticky nesignifikantní hodnota

* - statisticky významná hodnota na hladině významnosti 0,05

Při porovnání chůze na běhátku a po podlaze jsem zjistila následující výsledky. Při chůzi na po podlaze ve srovnání s běhátkem byly průměrné hodnoty EEI při komfortní chůzi ($0,33 \pm 0,09$ tepů/m vs. $0,33 \pm 0,11$ tepů/m) při korespondujících rychlostech. Během kadenci kontrolované chůze po podlaze byly hodnoty EEI $0,33 \pm 0,10$ tepů/m vs. $0,33 \pm 0,11$ tepů/m při korespondující kadenci a rychlosti na běhátku. Při 110% normální kadence byl EEI při chůzi na po podlaze ve srovnání s běhátkem $0,37 \pm 10$ vs. $0,37 \pm 0,12$ tepů/m při korespondující rychlosti a kadenci. Při 90% kadenci se výsledky EEI výrazněji lišily, chůzi na podlaze byly hodnoty EEI $0,29 \pm 0,09$ nižší ve srovnání s vyššími hodnotami při chůzi na běhátku $0,33 \pm 0,11$ při srovnatelné kadenci a rychlosti.

Při srovnání hodnot EEI pomocí Wilcoxonova párového testu, jsem zjistila následující výsledky. Nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly v energetické náročnosti při porovnání normální chůze, kadenci kontrolované chůze a při chůzi s 110 % komfortní kadence. Při porovnání chůze při 90 % preferované kadence při chůzi po podlaze a při stejné kadenci a korespondující rychlosti při chůzi na běhátku byly zjištěny statisticky významné rozdíly na hladině významnosti 0,05.

Hypotézu tedy nemůžeme vyloučit při hodnotách běžné kadence, kadenci kontrolované chůze a 110 % kadence chůze. Hypotézu HO2 zamítáme v případě srovnání chůze s 90 % kadenci na podlaze s chůzí s 90% kadenci a korespondující rychlostí na běhátku. Grafické znázornění porovnávaných hodnot EEI při chůzi na běhátku a po podlaze během daných čtyř měření znázorňuje následující graf (Graf 4).



Graf 4 Srovnání hodnot indexů EEI při chůzi po podlaze a na běhátku při srovnatelných kadencích a korespondujících rychlostech v jednotlivých měřeních

Vysvětlivky

- CW p – komfortní chůze na podlaze × CW b komfortní chůze na běhátku
- CCW - kadenci kontrolovaná komfortní chůze
- 110 % C- chůze s 110 % komfortní kadence
- 90 % C- chůze s 90 % komfortní kadence

Hypotéza H03

V dané hypotéze jsme srovnávali možnost měření energetické náročnosti přímou a nepřímou metodou a jeho závislost na rychlosti. Průměrné hodnoty kadence, rychlosti, net VO₂, O₂ cost a indexů EEI při chůzi na běhátku jsou shrnuty v následující tabulce.

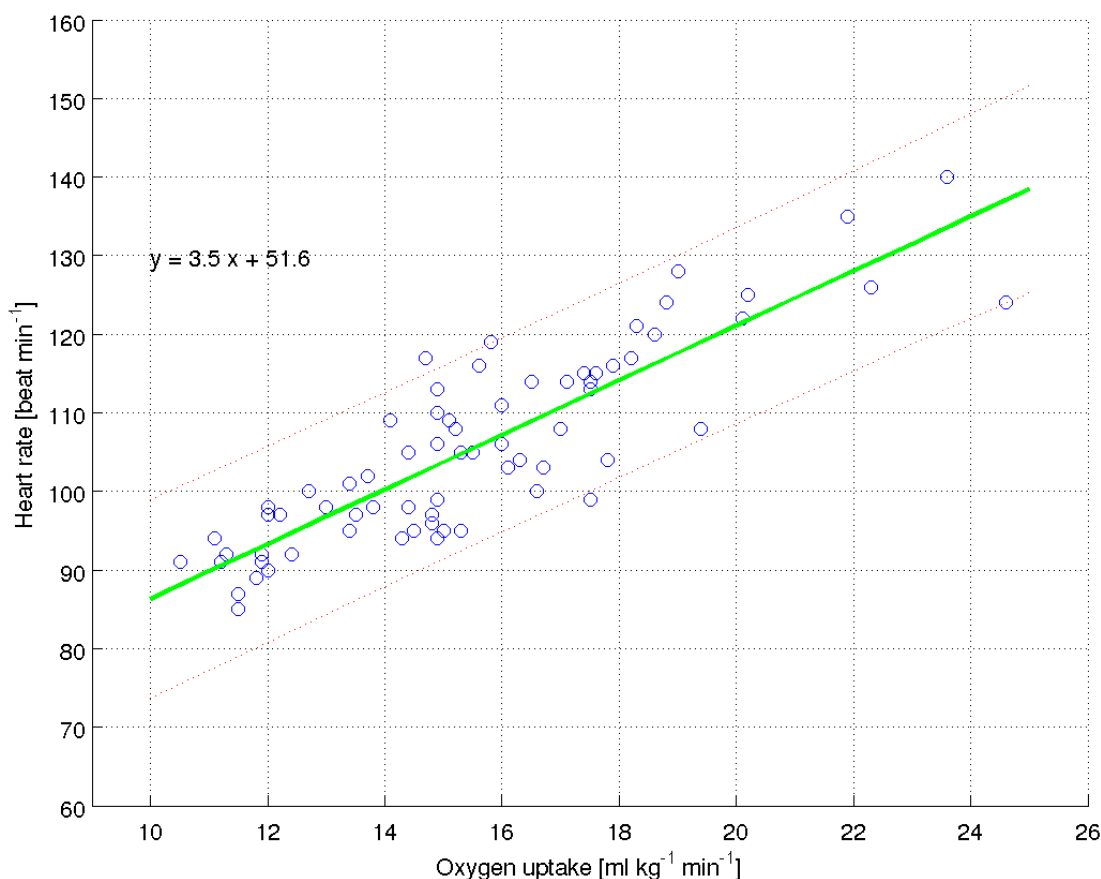
Kadence (kroků/min)	Rychlost (m/min)	net VO ₂ (ml/kg/min)	O ₂ cost (ml/m/kg)	EEI (tepů/m)
118± 8	84,2 ± 7,8	11,1±2,3	0,131±0,018	0,33± 0,11
115± 8	84,9 ± 8,2	10,8±2,4	0,126±0,022	0,33± 0,11
127± 8	96,7 ± 8,6	13±2,3	0,134±0,017	0,37± 0,11
104± 8	74,3 ± 8,9	8,8±2,0	0,118±0,018	0,33± 0,11

Tabulka 6 Průměrné hodnoty kadence, rychlosti, net VO₂, O₂ cost a indexů EEI získané při chůzi na běhátku

Korelace mezi O₂ cost a EEI byla 0,61. Při jednotlivých rychlostech byli zjištěny následující výsledky. Při preferované rychlosti byl korelační koeficient nejvyšší 0,76, při kadenci kontrolované

rychlosti byla korelace 0,52. Při kadencích 110 % původní kadence byla korelace 0,57 a při 90 % kadenci jsme zjistili korelaci nejnižší tj. 0,50, ale přesto statisticky významná.

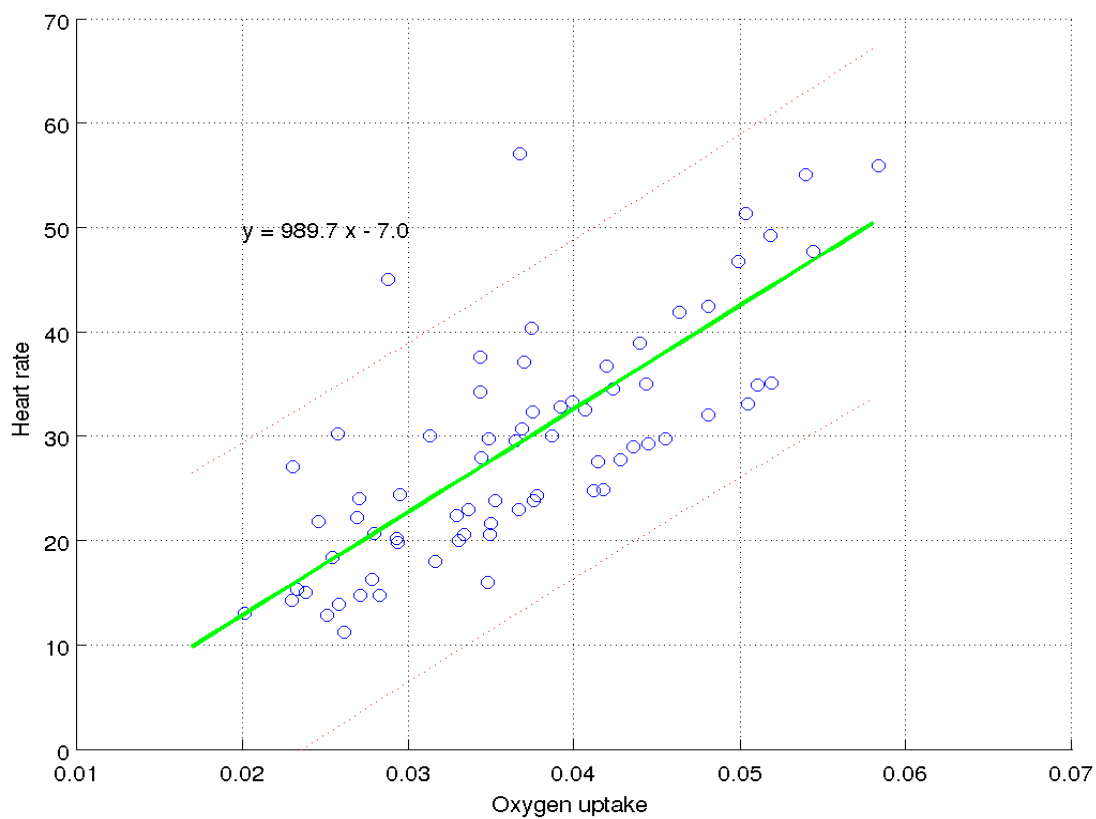
Vztah mezi celkovým příjmem kyslíku (gross VO₂) a tepovou frekvencí znázorňuje následující graf. Korelace mezi celkovým příjmem kyslíku a tepovou frekvencí byla 0,87.



Graf 5 Rozptylový graf a lineární regresní přímka s 95 % intervalem spolehlivosti pro tepovou frekvenci vs. rychlost chůze

Vysvětlivky: Heart rate – zátěžová tepová frekvence
Oxygen uptake – celkový příjem kyslíku (gross VO₂)

Vztah mezi příjmem kyslíku a tepovou frekvencí byl lineární. Pro srovnání jsme provedli lineární regresi pro nenormalizovaná a normalizovaná data. Korelace mezi příjmem kyslíku a tepovou frekvencí byla významná při net bezrozměrné normalizaci rychlosti a příjmu kyslíku. Při normalizaci byla korelace mezi net NN VO₂ a tepovou frekvencí nižší 0,75 oproti 0,87 při počítání hodnot bez normalizace. Vztah mezi normalizovaným příjmem kyslíku a tepovou frekvencí znázorňuje následující graf.



Graf 6 Rozptylový graf a lineární regresní přímka s 95 % intervalem spolehlivosti pro čistou tepovou frekvenci vs. normalizovaný příjem kyslíku

Vysvětlivky: Heart rate – TF net = TFzátěž. -TFklid
 Oxygen uptake – net NN VO2net

Z výsledků daných korelací plyne, že platnost hypotézy HO3 tedy byla potvrzena.

6 DISKUZE

Mnoho prací se již zabývalo porovnáním různých parametrů na ovlivnění chůze. V běžném životě se člověk neustále adaptuje na různé druhy povrchu, různé druhy rychlosti, různý rytmus chůze. Člověk během chůze často mění svoji rychlost nebo rytmus chůze. Maximální efektivita chůze je při optimální či preferované rychlosti chůze (Ralston, 1960). Během chůze na běhátku je tento rytmus i rychlost chůze vnucená, lze pak též považovat chůzi za stejně efektivní s minimálním výdejem energie, či jsou zde rozdíly.

Cílem této práce bylo porovnat roli kadence chůze, rychlosti chůze a nepřímo délky kroku na variabilitu chůze a s ní spojenou energetickou náročnost chůze. Srovnávala jsem vliv různé kadence, odlišné od preferované na variabilitu a tedy i energetickou náročnost chůze. Dále jsem se snažila zhodnotit vliv změny dané kadence ve dvou případech, a to při chůzi na běhátku a při chůzi po podlaze. Posledním bylo srovnání hodnocení dané variability na běhátku pomocí dvou metod přímého a nepřímého měření energetické náročnosti.

V prvním případě srovnání vlivu kadence chůze na variabilitu, a tedy i energetickou náročnost jsem dospěla k výsledkům. Při běžné chůzi bez kontroly kadence, tj. kdy jde proband svojí optimální rychlostí a tedy i kadencí chůze ve srovnání s chůzí, kdy byla kadence kontrolována metronomem, nebyly shledány statisticky významné rozdíly. Co se týče hodnot rychlosti chůze při kadenci kontrolované chůzi, vychází rychlost chůze nepatrně vyšší než při komfortní chůzi, ale rozdíl není statisticky významný. Tento nepatrný rozdíl lze vysvětlit pravděpodobnou větší pravidelností rytmu, bez fázi zpomalení či zrychlení chůze. Můžeme tedy předpokládat, že preferovaná chůze a její rytmus se u měřené skupiny mladých dívek se výrazněji neliší od kadencí kontrolované chůze, a jsou tedy schopny si udržet stejný rytmus chůze po celou dobu měření.

V dalším pokusu při chůzi s 110 % kadencí chůze byl signifikantní rozdíl v hodnotách rychlostí i indexů EEI ve srovnání s běžnou chůzí.

Dle výzkumů změny rychlosti jsou spojeny více se změnami délky kroku, než se změnami frekvence, strmost vztahu frekvence a délky kroku je dána vztahem 1,664 m/Hz. Efekt rychlosti je více podobný efektu délky kroku. (Danion et al., 2003).

Dle výsledků naší studie ve všech čtyřech měřeních byl statisticky významný vztah mezi kadencí kroku a rychlostí. Přesto nejtěsnější vztah byl mezi 110 % kadencí a odpovídající rychlostí ($r=0,88$). Nižší přesto statisticky významná byla korelace mezi 90 % běžnou kadencí a odpovídající rychlostí ($r=0,80$) Stejného výsledku bylo též dosaženo při pokusu s běžnou kadencí kontrolovanou

a odpovídající rychlostí. Nejnižší ale stále statisticky významná korelace byla mezi běžnou rychlostí chůze a průměrnou kadencí během dané chůze ($r=0,69$). Z daných výsledků lze předpokládat vyšší synchronizaci rychlosti a frekvence při chůzi kontrolované dle metronomu.

Při zvýšení kadence na 110 % došlo tedy k výraznějšímu zvýšení rychlosti chůze, což nepochybně vedlo k již zmíněné vyšší energetické náročnosti chůze. Tyto výsledky se shodují se studii, při nichž byly zjišťovány hodnoty EEI popřípadě hodnoty PCI při různých rychlostech. Ve studii Rose et al. (1991) byla posuzována energetická náročnost u dětí a adolescentů. Hodnoty EEI u adolescentů při subjektivně rychlé chůzi byli průměrně $0,57 \pm 0,15$ tepů/min oproti EEI při běžné rychlosti chůze 0,45 tepů/min. Tyto výsledky byly nepatrně vyšší než v případě našeho pokusu, což ovšem souvisí též s nižším věkem dětí a adolescentů. Dle studie MacGregor (1979), při němž bylo použito indexu PCI byly jeho hodnoty při běžné rychlosti u mladých dospělých 0,35, což je velmi podobné našim hodnotám.

Na srovnání chůze při 90 % běžné kadence s běžnou chůzí byli výsledky hodnot EEI nižší než při běžné chůzi. Z našich výsledků, tj. sníženém EEI při snížené kadenci lze předpokládat i snížení variability chůze. Toto snížení kadence nebylo provázeno výraznější změnou v průměrné délce kroku (tj. 0,73cm při běžné rychlosti ve srovnání s 0,72 cm při chůzi s 90 % kadencí). Dle studie Danion et al. (2003) byl zjištěn vyšší vliv délky kroku na variabilitu. Vzhledem k tomu, že v našem pokusu nedošlo k výrazné změně délky kroku, lze tedy předpokládat, že si proband udržel během chůze s nižší kadencí svoji optimální délku kroku. Dále dle studie Sekya et al. (1997) při porovnání chůze při různých rychlostech a frekvencích byla nejmenší variabilita délky kroku při kadenci 120 kroků/min. Předpokládáme-li, že během preferované rychlosti chůze proband udržuje též optimální délku kroku, je i svalová síla potřebná pro daný úkol minimální. Pokud tedy délka kroku zůstala shodná s optimální délkou a jen došlo ke snížení kadence kroků, lze z daných důvodů uvažovat o snížené energetické náročnosti při dané kadenci.

Dle výsledků jiných studií Rose et al.(1991) je subjektivně pomalá rychlost chůze spojena s vyšší energetickou náročností. V daném pokusu se ovšem pomalá chůze výrazně lišila od preferované chůze (tj. 37 ± 10 m/min vs. 70 ± 11 m/min) Srovnáme-li rychlost při našem pokusu při preferované chůzi a chůzi s 90%kadencí ($84,3 \pm 7,7$ m/min vs. $74,2 \pm 9,0$ m/min) s rychlostmi ve studii Rose et al., tak zjišťujeme, že měření při obdobných rychlostech (tj. 70 ± 11 m/min a $74,2 \pm 9,0$ m/min) odpovídají i nejnižším hodnotám indexů EEI.

Při porovnání kadencí kontrolované preferované chůze s chůzí 90 % a 110 % kadencí byly výsledky obdobné jako při srovnání s měřením při preferované rychlosti. Z daných výše zmíněných výsledků plyne též statisticky významný rozdíl mezi hodnotami indexů EEI při 90 % a 110 % kadencí chůze. Statisticky významný rozdíl byl též zaznamenán v rychlosti chůze a délce kroku.

Dle studie Dalton et al. (2007) předpokládá, že delší kroky spojeny s nižší variabilitou chůze. Z naší studie tedy můžeme soudit, že vyšší energetická zátěž je spojena s větší rychlostí, tj. vyšší kadence a délka kroku. Můžeme se tedy domnívat, že vyšší indexy EEI jsou spojeny spíše s vyšší kadencí chůze.

Výsledky pořízené během pokusů na běhátku se v hodnotách indexů EEI výrazně nelišily od hodnot pořízených během chůze po podlaze, jediným rozdílem byly hodnoty EEI při chůzi s 90 % kadencí. Při chůzi na běhátku nebyly shledány statisticky významné rozdíly v hodnotách indexů EEI při preferované chůzi ve srovnání s hodnotami EEI při 90 % kadenci. Vzhledem k tomu, že změna délky kroku nebyla statisticky významná při změně kadence, zvýšila se pravděpodobně variabilita více vlivem změny kadence. Zajímavé by bylo posoudit hodnoty indexu EEI při nepatrně nižší kadenci, zdali by došlo k výraznějším změnám hodnot indexů EEI.

Druhou hypotézou jsme porovnávali rozdíl mezi chůzí po podlaze a na běhátku za obdobných podmínek, tj. při stejné kadenci a odpovídající rychlosti. Výsledky měření ve třech případech, tj. při preferované chůzi, při kadenci kontrolované běžné chůzi a při 110 % kadenci nevyšly statisticky významné. Platnost dané hypotézy, že chůze na běhátku a po podlaze je energeticky srovnatelná, byla za těchto tří daných podmínek potvrzena. Tyto výsledky se shodují s výsledky dalších studií dle Ralston (1960), kde nebyly rozdíly mezi chůzí na běhátku a po podlaze signifikantní. Z daného výsledku lze předpokládat, že variabilita kadence i délky kroku je v daných třech měřeních vcelku srovnatelná na běhátku i na podlaze.

Kadence kroků při preferované chůzi na běhátku byla nepatrně vyšší oproti hodnotám na podlaze, ale rozdíl nebyl statisticky významný. Při pokusech porovnávajících různé parametry chůze byla zjištěna vyšší kadence chůze. Dle studie Murray et al. (1985) byla zjištěna vyšší kadence a kratší délka kroků při chůzi na běhátku oproti chůzi po podlaze. V další studii Alton et al. (1998) byly statisticky významné rozdíly v kadenci a době stejné fáze. V našem pokusu ve třech ze čtyř měření nebyly zjištěny výrazné rozdíly v energetické náročnosti. Ve studii Stoltze et al. (1997) při chůzi na běhátku ve srovnání s chůzí po podlaze došlo ke snížení stejné fáze o 7 % a zvýšení švihové fáze o 5 %. Následkem prodloužení švihové fáze se snížila fáze dvojných opor o 27 %.

Přesto v posledním pokusu s kadencí 90 % byl shledán statisticky významný rozdíl mezi chůzí po podlaze a na běhátku. Při chůzi na běhátku byly hodnoty indexu EEI vyšší než při chůzi po podlaze za stejných podmínek, ale byly srovnatelné s indexy EEI při běžné chůzi na běhátku. Tyto vyšší indexy EEI a tedy pravděpodobně i vyšší variabilitu lze vysvětlit již dříve zmíněnou vyšší preferovanou kadencí chůze na běhátku. Snížení kadence kroků pravděpodobně vede k vyšším nárokům na aktivaci svalů při současné nižší rychlosti a též k možnému strachu ze ztráty stability

při nepřírozených podmínkách, kdy je nucen jít proband pomalejším rytmem než by chtěl jít při pocitu ubíhajícího pásu pod nohama.

Ve studii Pearce et al.(1983) byly zjištěny odlišné výsledky, že chůze po podlaze vyžaduje vyšší příjem kyslíku než chůze na běhátku. Nižší příjmem kyslíku při chůzi na běhátku byl zaznamenán při subjektivně normální, rychlé a velmi rychlé rychlosti chůze. Při subjektivně pomalé chůzi byl příjem kyslíku vcelku srovnatelný s chůzí po podlaze. Existuje tedy určitá spojitost s našimi výsledky, kdy při snížení rychlosti roste energetická náročnost při chůzi na běhátku více než při chůzi po podlaze.

V dané studii Pearce et al.(1983) též byla chůze na běhátku charakterizována kratší délkou kroku při nižší a normální rychlosti chůze. Při rychlé chůzi byla délka kroku srovnatelná a při velmi rychlé chůzi delší než při chůzi po podlaze. V porovnání s našimi výsledky při 90 % kadenci byla udržována vnucená délka kroku srovnatelná s délkou kroku při normální chůzi. Pro chůzi na běhátku lze tedy předpokládat, že se člověk adaptuje lépe na vyšší kadenci i rychlost chůze.

Přesto mnoho studií je zaměřeno na posouzení energetické náročnosti chůze u pacientů s postižením neurologického či muskuloskeletárního systému. U pacientů často vidíme pomalejší rychlost i kadenci chůze. Je tedy otázkou, zda-li tato energetická náročnost vypočítaná při chůzi na běhátku vypovídá o skutečných nárocích v běžném životě.

Podobná studie byla provedena u pacientů po amputaci dolní končetiny (Marco Trallesi et al., 2007). Pacienti šli subjektivně komfortní rychlostí chůze po podlaze a na běhátku. Tyto rychlosti se výrazně lišily, průměrná rychlost na běhátku 0,22 m/s ve srovnání chůze po podlaze 0,52 m/s. Příjem kyslíku byl podobný, 12,8 ml/min.kg na běhátku a 13,3 ml/min.kg po podlaze, z čehož plyne výrazně vyšší energy cost při chůzi na běhátku 1,26 ml/m.kg ve srovnání s 0,49 ml/m.kg na podlaze. Tepová frekvence během steady state byla v obou případech srovnatelná, je tedy zřejmé, že v důsledku rozdílných hodnot rychlostí by i dané indexy EEI byly vyšší na běhátku oproti chůzi po podlaze.

Ve třetí hypotéze jsme zjišťovali vzájemnou závislost mezi přímým a nepřímým měřením energetické náročnosti při chůzi na běhátku. Vzájemná korelace mezi indexy EEI a hodnotami O₂ cost byla významná u všech měření kromě chůze při 90 % kadenci, kdy daný koeficient byl výrazně nižší. Tento výsledek lze pravděpodobně odůvodnit již zmíněnou vyšší variabilitou při chůzi na běhátku při nižších rychlostech. Podobných výsledků bylo dosaženo při porovnávání závislosti mezi rychlostí a hodnotami tepové frekvence a VO₂ (ml/kg/min), kdy korelace byla významná ve všech měřeních, ale opět nejnižší při 90 % kadenci chůze. Tento výsledek lze posoudit pravděpodobnou nedostatečnou adaptací na změněné podmínky při současné vnucené kadenci a

odpovídající vnučené rychlosti chůze při 90 % kadenci. V porovnání se studií Rose et al. (1989) byla korelace mezi příjmem kyslíku a tepovou frekvencí 0,83 ve srovnání s naší korelací 0,87.

Dle studie Keefer Daniel J. PhD, Wayland Tseh PhD, Jennifer L Caputo PhD (2004), která porovnávala přímé a nepřímé měření energetické náročnosti u dětí s DMO dospěli k následujícím výsledkům, korelace mezi tepovou frekvencí a celkovým příjmem kyslíku byla 0,59 ve srovnání s naší studií 0,87. Korelace O_2 cost a EEI v naší studii vyšla 0,65 vs. 0,55 při porovnání se studií Keefer et al. (2004).

Při použití net bezrozměrné normalizace korelace mezi čistým příjmem kyslíku a tepovou frekvencí byla 0,75 oproti hodnotě korelačního koeficientu 0,87 bez použití normalizace. Při porovnání daných parametrů při různých kadencích a při použití NN normalizace a bez ní byla nejvyšší korelace při komfortní chůzi (0,89 při NN norm. vs. 0,90 bez norm.), dále při 110 % kadenci (0,71 vs. 0,71), dále při kadenci kontrolované chůzi (0,69 vs. 0,71) a nejnižší korelace byla při 90 % kadenci (0,59 vs. 0,64). Z daných výsledků plyne, že bez použití normalizace byly koeficienty korelace nepatrně vyšší, hlavně v hodnotách při 90 % kadenci.

7 ZÁVĚR

Ve své práci jsem se zabývala variabilitou chůze při různých situacích, kdy se mění časoprostorové parametry a tedy i variabilita chůze a energetická náročnost. Při srovnání chůze po podlaze při různých kadencích byly nejvyšší hodnoty indexů EEI při chůzi se 110 % kadencí. Tyto hodnoty byly statisticky významně vyšší než ostatní měření při komfortní chůzi, kadencí kontrolované chůzi a při 90 % kadenci chůze. Na druhou stranu nejnižší hodnoty byly zaznamenány při 90 % kadenci chůze a statisticky signifikantní nižší hodnoty ve srovnání s ostatními měřeními. Při komfortní chůzi a kadencí kontrolované komfortní chůzi nebyly shledány výrazné rozdíly.

Chůze na běhátku byla charakterizována stejnými kadencemi a korespondujícími rychlostmi. I v tomto případě byl rozdíl v energetické náročnosti při komfortní chůzi a kadencí kontrolované chůzi zanedbatelný. Stejně tak i při 90 % kadenci byly zjištěny srovnatelné výsledky s komfortní chůzi a kadencí kontrolovanou chůzí. Jediným statisticky významně vyšších hodnot energetické náročnosti bylo dosaženo při 110 % kadenci chůze.

Porovnání chůze po podlaze a na běhátku za obdobných podmínek, tj. při srovnatelné kadenci a rychlosti chůze za čtyř různých kadencích bylo následující. Při preferované chůzi, při kadenci kontrolované preferované chůzi a při chůzi se 110 % běžné kadence nebyly mezi hodnotami EEI statisticky významné rozdíly. Lze tedy předpokládat, že chůze po podlaze i na běhátku byla energeticky stejně náročná. Jediným rozdílem v daných měřeních byla chůze s 90 % kadencí běžné chůze, kdy energetická náročnost byla statisticky významně vyšší při chůzi na běhátku ve srovnání s chůzí po podlaze za obdobných časoprostorových podmínek.

Chůze na běhátku byla posuzována vedle nepřímého měření energetické náročnosti pomocí tepové frekvence a výpočtu indexu EEI též metodou přímého měření spotřeby kyslíku, při níž byly vypočteny hodnoty celkového příjmu kyslíku $\dot{V}O_2$, O_2 cost a normalizované hodnoty daných veličin dle net bezrozměrné normalizace. Při porovnání korelace mezi příjmem kyslíku a tepovou frekvencí byly hodnoty koeficientu korelace vyšší než při použití normalizace.

Hodnoty indexů EEI korelovaly statisticky významně s hodnotami O_2 cost nejvíce při preferované chůzi, nižších hodnot korelace bylo dosaženo též při kadencí kontrolované chůzi a při 110 % kadenci chůze. Nejnižší korelace byla u 90 % kadence chůze, kdy závislost mezi veličinami byla pouze 0,50 ale přesto stále statisticky významná korelace na hladině pravděpodobnosti 0,05.

8 SOUHRN

Tato diplomová práce se zabývá vlivem omezení variability stereotypu chůze na ukazatele energetické náročnosti při volné chůzi a na běhátku.

Úvod do problematiky

Během volné chůze člověk průběžně mění rychlost chůze, délku a kadenci kroků. Při chůzi na běhátku je udržována přímočará trajektorie s konstantní rychlostí. Tato práce se zabývá vlivem omezení dané variability na energetickou náročnost při chůzi. Je zde posuzován vliv změny kadence chůze na energetickou náročnost a také posouzení energetické náročnosti chůze po podlaze a na běhátku za srovnatelných podmínek.

Cíle a hypotézy

Cílem práce bylo zhodnocení vlivu změny kadence chůze na energetickou náročnost a porovnání těchto změn při chůzi na běhátku a po podlaze. Hodnotily jsme změny energetické náročnosti při komfortní chůzi ve srovnání s kadencí kontrolovanou komfortní chůzí, dále s chůzi při kadenci 110% běžné kadence a při chůzi s 90% běžné kadence. Cílem bylo srovnat energetickou náročnost při jednotlivých kadencích a dále srovnat energetickou náročnost při chůzi na běhátku a po podlaze za srovnatelných podmínek, tj. při stejné kadenci a srovnatelné rychlosti. Při chůzi na běhátku se též posuzovala srovnatelnost hodnot pořízených přímou a nepřímou metodou měření energetické náročnosti.

Metodika

Do experimentálního souboru byly zařazeny mladé zdravé dívky ve věku 20-27 let . Každý proband šel po chodbě při čtyřech různých situacích.

Při prvním měření byl proband požádán, aby šel svou normální komfortní rychlostí, poté šel kadencí kontrolovanou chůzí dle metronomu, následně chůzí s kadencí o 10% vyšší resp. nižší než při běžné chůzi. Během poslední minuty jednotlivých měření byla každému měřena tepová frekvence a stanoveny indexy EEI

Poté proband absolvoval obdobná 4 měření na běhátku při stejných kadencích a srovnatelných rychlostech jako při volné chůzi po podlaze. Poslední minutu mu byla kromě tepové frekvence měřena též spotřeba kyslíku.

Výsledky

Při chůzi po podlaze byly zaznamenány statisticky významné rozdíly v energetické náročnosti při snížení i zvýšení kadence chůze oproti preferované kadenci. Při chůzi na běhátku byly tyto signifikantní rozdíly v energetické náročnosti zaznamenány u chůze s 110% běžné kadence ve srovnání s hodnotami ostatních měření na běhátku. V případě nižší kadence byly hodnoty energetické náročnosti srovnatelné s hodnotami při komfortní chůzi a kadencí kontrolované chůzi.

Při srovnání chůze po podlaze a na běhátku za srovnatelných podmínek, tj. při stejné kadenci a korespondující rychlosti byly zjištěny signifikantní rozdíly pouze při chůzi s 90% preferované kadence. V ostatních případech nebyly rozdíly statisticky významné.

Měření přímé a nepřímé energetické náročnosti chůze bylo srovnatelné.

Závěr

Vliv změn kadence chůze na energetickou náročnost byl významný zvláště při chůzi po podlaze. Při chůzi na běhátku byl rozdíl energetické náročnosti významný jen při zvýšení kadence. Při srovnání chůze po podlaze a na běhátku jsme zjistili významné rozdíly v energetické náročnosti při nižší kadenci. Při preferované kadenci a vyšších kadencích byly energetické nároky při chůzi po podlaze a na běhátku srovnatelné.

9 SUMMARY

This thesis is focused on influence of lowering stride variability in human gait during floor and treadmill walking

Introduction

During floor walking the person is changing walking speed, stride length a cadence. During treadmill walking it is retained linear trajectory with constant speed. This thesis is focused on lowering this variability on energy expenditure during walking. There is assessed influence of changing the cadence on energy expenditure and also assessment of energy expenditure during treadmill and floor walking with comparable conditions.

Goals and hypothesis

Goal of the study was evaluation of influence of changes of cadence on energy expenditure and comparison of these changes during floor and treadmill walking. There were evaluated changes of energy expenditure during comfortable walking in comparison with cadence controlled comfortable walking, and furthermore with walking with 110 % of comfortable cadence and walking with 90 % of comfortable cadence. Goal of the study was comparison energy expenditure during different cadence of walking and also comparison of floor and treadmill walking with the same cadence and comparable walking speed. During treadmill walking was assessed to comparison of direct and indirect method of measurement of energy expenditure.

Methods

Eighteen young healthy girls at the age of 20-27 years took part in this study. Each subject was walking on floor in four situations. First subject was asked to walk comfortable, than with cadence controlled by metronome, than with 110 % of comfortable cadence and finally with 90 % of comfortable cadence. During each session was measured hearth rate and computed EEI.

Afterwards subject was asked to walk in the same four situations on treadmill with the same cadences and comparable walking speed. Heart rate and also oxygen uptake was measured during each session.

Results

During floor walking were noticed significant differences in energy expenditure during walking with higher and lower cadences in comparison with comfortable walking. During treadmill walking was noticed difference in energy expenditure only during walking with 110 % of comfortable cadence in comparison with other measurements on treadmill. In case of walking with 90 % of comfortable cadence, the results were comparable with results obtained from comfortable walking. When comparison between floor and treadmill walking was carried out, the significant difference was only during walking with 90 % of preferable cadence. In other cases the difference was not significant.

Conclusion

Influence of different cadence on energy expenditure was significant mainly during floor walking. During treadmill walking was difference significant only during walking with 110 % cadence. In comparison floor and treadmill walking were noticed significant differences only during walking with lower cadences, during walking with preferable and higher cadences were not significant differences.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Allor K. M, Pivarnik J.M. Sam L. J., Perkins C.D.(2000) Treadmill economy in girls and women matched for height and weight. *J Appl Physiol* 89: 512–516
- Alton F., L. Baldey, S. Caplan, M.C. Morrissey (1998), A kinematic comparison of overground and treadmill walking, *Clinical Biomechanics* 13 , 434-440
- Baker R., A. Hausch, B. McDowell. (2001) Reducing the variability of oxygen consumption measurements. *Gait and Posture* 13, 202–209
- Carter James, Jeukendrup Asker E. (2002) Validity and reliability of three commercially available breath-by-breath respiratory systems [Abstrakt] *European journal of applied physiology* , vol. 86, n°5, pp. 435-441
- Craik, L. R., & Oatis, C. A. (1995). *Gait Analysis, Theory and Application*, Mosby: Year Book. ISBN– 0 – 8016 – 6964 –2.
- Danion F., E. Varraine, M. Bonnard, J. Pailhous (2003) Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length, *Gait and Posture* 18 , 69 -77
- Delignières Didier a Kjerstin Torre.(2009). Fractal dynamics of human gait : a reassessment of Hausdorff et al. (1996)'s data. *Articles in PresS. J Appl Physiol* (February 19)
- Gerylovová Anna, Holčík Jan. (1995). Úvod do statistiky – text pro semináře. Brno. Masarykova univerzita
- Grabiner PC, Bilas ST, GRabiner MD. (2001) Age-related ganges in spatial and temporal gait variables. *Arch PhysMed Rehabil*, 82, 31-35
- Holt K, Jeng SF, Ratcliffe R, Hamill J.(1995) Energy cost and stability during walking at the preferred stride frequency. [Abstrakt]*Journal of Motor Behavior*;27:164_/78.
- Keefer Daniel J., Wayland Tseh, Jennifer L Caputo, Kathy Apperson;

- Sheri McGreal, Don W Morgan (2004) . Comparison of direct and indirect measures of walking energy expenditure in children with hemiplegic cerebral palsy, *Developmental Medicine & Child Neurology* , 46: 320–324
- Kenneth G. Holt Kenneth G., Elliot Saltzman, Chia-Ling Ho. Discovery of the Pendulum and Spring Dynamics in the Early Stages of Walking, *Journal of Motor Behavior*, 2006 Vol. 38, No, 3, 206-218
- Kramer Patricia Ann, Isabelle Sarton-Miller. (2008) The energetics of human walking: Is Froude number (Fr) useful for metabolic comparisons?. *Gait & Posture* 27 . 209–215
- Thomas Susan Sienko, Cathleen E. Buckon, Michael H. Schwartz, Michael D. Sussman, Michael D. Aiona. (2009) Walking energy expenditure in able-bodied individuals: A comparison of common measures of energy efficiency. *Gait & Posture*, article in press
- Larsen P. D., D. C. Galletly. (2006). The sound of silence is music to the heart. *Heart* ;92;433-434.
- Li Li, Jeffrey M. Haddad, Joseph Hamill. (2005) Stability and variability may respond differently to changes in walking speed. *Human Movement Science*. 24 , 257–267
- Mbourou Ginette Azizah; Yves Lajoie; Normand Teasdale. (2003). Step length variability at Gait initiation in elderly fallers and non-fallers, and young adults *Gerontology*; Jan/Feb 2003; 49, 21-26.
- Murray MP, Spurr GB, Sepic SB, Gardner GM, Mollhnger LA. (1985) Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *J Appl Physiol*;59:87-91.
- Novak, Vera , Peter Novak, Champlain Jacquesde, A. Robert Le Blanc, Richard Martin and Reginald Nadeau. (1993). Influence of respiration on heart rate and blood pressure fluctuations. *J. Appl. Physiol.* 74(Z): 617-626.
- Novak Vera, Kun Hu, Mitul Vyas, and Lewis A. Lipsitz. (2007). Cardiolocomotor Coupling in Young and Elderly People. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*, Vol. 62A, No. 1, 86–92.

- Parvataneni Krishnaji, Leone Ploeg, Sandra J. Olney, Brenda Brouwer (2009) Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults, *Clinical Biomechanics* 24, 95–100
- Pearce, M.E., Cunningham, D.A., Donner, A.P., Rechnitzer, P.A., Fullerton, G.M., Howard, J.H. Energy cost of treadmill and floor walking at self selected paces. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 1983, 52: 115–119
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis, Normal and Pathological Function*. New York: Medical Publishing Group
- Prokop, T., Schubert, M., Berger, W. (1997) Visual influence on human locomotion. Modulation to changes in optic flow. [Abstrakt] *Exp. Brain Res.*, 114:63–70.
- Ralston HJ (1960) Comparison of energy expenditure during treadmill walking and floor walking. *J Appl Physiol* , 15:1156
- Robert L. Waters, Sara Mulroy. (1999). The energy expenditure of normal and pathologic gait, *Gait and Posture* 9 , 207–231
- Rose J, Gamble JG, Medeiros J, Burgos A, Haskell WL. (1989) Energy cost of walking in normal children and in those with cerebral palsy: comparison of heart rate and oxygen uptake. *J Pediatr Orthop* 9: 276–279.
- Rose J.; James G. Gamble, Jane Lee; Robert Lee; William L. Haskell. (1991) The energy expenditure index : A method to quantitate and compare walking energy expenditure for children and adolescents. *J Pediatr Orthop* 11: 571–578.
- Sekiya N, Nagasaki H, Ito H, Furuna T. (1997) Optimal walking in terms of variability in step length. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*;26:266–272.
- Daniel Schmidt. (2003). Insights into the evolution of human bipedalism from experimental studies of humans and other primates. *The Journal of Experimental Biology* 206, 1437–1448

- M.H. Schwartz, S.E. Koop, J.L. Bourke, R. Baker (2006) A nondimensional normalization scheme for oxygen utilization data. *Gait and Posture* 24, 14-22
- Song Joo Lee and Joseph Hilder. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals, *J Appl Physiol* 104: 747–755, 2008
- Stolze, H., Kuhtz-Buschbeck, J.P., Mondwurf, C., Joňnk, K., Deuschl, G. and Illert, M. (2006) Gait parameters are different during treadmill walking compared to overground walking. *Electroenceph.clin. Neurophysiol.,Suppl. 1*, : P373.
- H. Stolze*, J.P. Kuhtz-Buschbecka, C. Mondwurfa, A. Boczek-Funcka, K. Joňnka, G. Deuschlb, M. Illerta (1997). Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 105 490–497
- Sutherland DH, R Olshen, L Cooper and SL Woo (1980) The development of mature gait *J Bone Joint Surg Am.* 1980;62:336-353
- Traballesi Marco , Paolo Porcacchia, Tiziano Averna, Stefano Brunelli (2008) Energy cost of walking measurements in subjects with lower limb amputations: A comparison study between floor and treadmill test, *Gait & Posture* 27, 70–75
- Trojan, S., Druga, R., & Pfeiffer, J. (1990). *Centrální mechanismy řízení motoriky*. Praha: Avicenum.
- Valouchová P.(2001). Analýza chůze u osob s hemiparézou po cévní mozkové příhodě. Disertační práce. Fakulta tělesné kultury Univerzita Palackého, Olomouc
- Yack, John H. and Rosseane C. Berger (1993). Dynamic stability in the elderly: Identifying a possible measure. *Journal of Gerontology*; 5, 225-230.
- Zvára K. (1998). Biostatistika. Praha. Karolinum – nakladatelství Univerzity Karlovy.

11 PŘÍLOHY

Příloha I. Protokol z měření

Příloha II. Graf závislosti indexu energetické náročnosti chůze na rychlosti chůze

Datum a čas:
 Jméno a příjmení:
 Věk:
 Výška:
 Hmotnost:
 Délka DK:
 Výška v sedě:
 Rozpětí paží:

TF klidová:
 O2 rate rest:

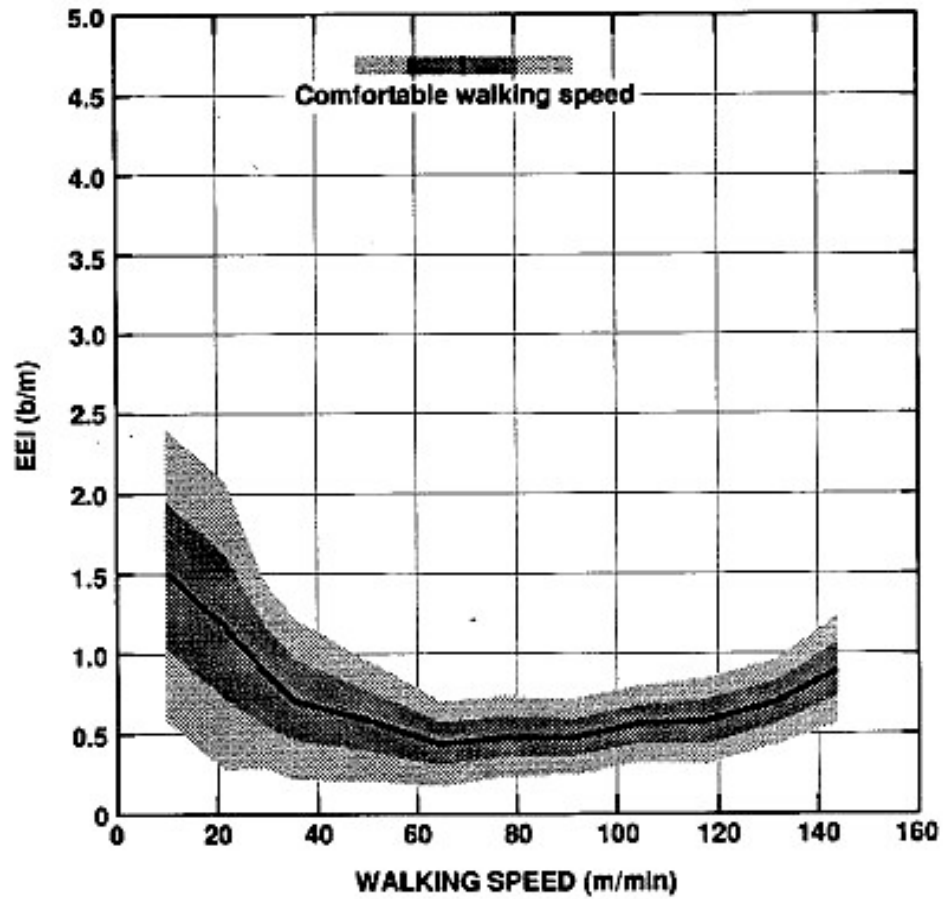
Vyšetření chůze po podlaze:
 4 min

Dráha celk.(m)	Rychlost (m/min)	Kadence (kroků/min)	TFzatěž. (tepů/min)	EEI(tepů/m)
		CW		
		CCW		
		110%C		
		90 % C		

Vyšetření chůze na běhátku

Kadence (kroky/min)	Rychlost (m/min)	TF zatez (tepů/min)	EEI (tepů/m)	O2 rate gross (ml/min/kg)	O2 rate net (ml/min/kg)	O2 cost (ml/m/kg)
CW						
CCW						
110% C						
90%C						

ENERGY EXPENDITURE INDEX



Graf závislosti indexu energetické náročnosti EEI na rychlosti chůze (Rose J., 1991)

Šedé oblasti zahrnují oblasti jedné resp. dvou směrodatných odchylek od středních hodnot indexů EEI