

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

**2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

# **Aspekty stability chůze a její hodnocení**

*Bakalářská práce*

Autor práce: Mgr. Klára Mišinová

Vedoucí práce: Mgr. Mariana Stehlíková

Praha 2014

## **Bibliografický záznam**

MIŠINOVÁ, K. *Aspekty stability chůze a její hodnocení*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2014. 65 s.  
Vedoucí diplomové práce: Mgr. Mariana Stehlíková

## **Abstrakt**

Bakalářská práce „Aspekty stability chůze a její hodnocení“ shrnuje na základě literární rešerše poznatky o vlivech, které se účastní na vytváření stereotypu chůze se zvláštním přihlédnutím k její stabilitě. Zaměřuje se na kontrolu stability chůze, vztah mezi stabilitou chůze, časoprostorovými parametry chůze a pohybem těžiště.

Část práce věnovaná metodám hodnocení stability chůze uvádí do teorie dynamických systému a popisuje parametry související se stabilitou chůze s konvergentní a prediktivní validitou a parametry odvozené z biomechaniky.

Experimentální část sledovala způsob, jakým se mění vzorec chůze v reakci na zdůraznění požadavků na stabilizaci hlavy realizované nesením knihy na hlavě a na sensorickou stimulaci planty. Změna stereotypu chůze byla kvantifikována prostřednictvím časoprostorových parametrů chůze.

Zvolené intervence ovlivnily volbu optimální strategie stabilizace chůze. U některých subjektů se výrazně zúžil krok po stimulaci zvýšenými nároky na stabilizaci hlavy. U všech subjektů se šířka kroku po provedení obou dvou zásahů oproti kontrolním hodnotám zmenšila.

## **Klíčová slova**

stabilita chůze, kontrolní strategie, šířka kroku, stimulace chodidla

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

## **Abstract**

The bachelor thesis „The aspects of gait stability and its assessment” summarizes knowledge about influences on the gait pattern especially on its stability. The thesis focuses on the control of gait stability, the relationship between the stability of gait, the spatio-temporal measures of gait and COM movement.

The part about assessment of gait stability introduces the dynamical systems theory and describes measures with convergent and predictive validity and measures derived from biomechanics.

The experimental part studies the change of gait pattern as the reaction on higher head stability demands realized by walking with a book on the head and the reaction on plantar stimulation. The changes of the gait pattern were evaluated by spatio-temporal measures of gait.

The interventions influenced the selection of the optimal strategy of gait stabilization. Some subjects narrowed down their step after stimulation by higher head stability demands. The step width of all subjects decreased in comparison with reference values after accomplishment of both interventions.

## **Keywords**

gait stability, control strategies, step width, plantar stimulation

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

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Mariany Stehlíkové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 22. dubna 2014

Klára Mišinová

## **Poděkování**

Děkuji vedoucí mé bakalářské práce Mgr. Marianě Stehlíkové za podporu, povzbuzování a laskavost. Děkuji mému manželovi, kterému již od září slibuji, že v červnu doma uklidím. Dík patří i mým dětem za originální hypotézy na téma „proč člověk nemá kolečka“, zvláště Ondřejovi, který cestou do školy zkoušel neobvyklé způsoby chůze, aby zjistil, které svaly ho z toho budou bolet. Děkuji mým spolužákům za podnětné diskuze a probandům za jejich čas a trpělivost při měření.

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

COM - hmotný střed, těžiště (anglicky center of mass)

COMp - vertikální projekce COM do roviny podložky.

GRF - síla reakce podložky (anglicky ground reaction force)

COP - působiště GRF (anglicky center of pressure).

BOS - opěrná báze (anglicky base of support)

3D - třídimensionální

$R^2$  - koeficient determinace

CNS - centrální nervový systém

## OBSAH

1 ÚVOD .....	9
2 CÍLE .....	11
3 PŘEHLED POZNATKŮ .....	12
3.1 Optimalizační teorie .....	12
3.2 Evoluce bipedální lokomoce .....	13
3.3 Kontrola stability chůze .....	14
3.3.1 Role neurálního a mechanického systému při kontrole stability chůze .....	14
3.3.2 Role feedforward a feedback mechanismu při kontrole stability chůze .....	17
3.4 Vztah stability a pohybu těžiště .....	19
3.5 Časoprostorové parametry chůze .....	23
3.6 Hodnocení stability chůze .....	27
3.6.1 Teorie dynamických systémů .....	27
3.6.2 Stabilita chůze a riziko pádu .....	28
3.6.3 Maximální Lyapunovův exponent .....	32
3.6.4 Variabilita .....	33
3.6.5 Harmonický poměr .....	35
3.6.6 Ukazatele stability odvozené z biomechaniky .....	36
4 HODNOCENÍ VLIVU ZVÝŠENÝCH NÁROKŮ NA STABILIZACI HLAVY A SENZORICKÉ STIMULACE PLOSKY NOHY .....	39
4.1 Cíl práce .....	39
4.2 Hypotézy práce .....	39
4.3 Charakteristika probandů .....	39
4.4 Měřicí zařízení a měřené veličiny .....	39
4.5 Průběh měření .....	40
4.6 Výsledky měření .....	40

5 DISKUZE.....	46
6 ZÁVĚR.....	54
REFERENČNÍ SEZNAM .....	56
SEZNAM PŘÍLOH .....	63
PŘÍLOHY.....	64



## 1 ÚVOD

Inspirace k napsání této práce souvisela s mou fascinací krásou logického systému a vzájemných vztahů existujících v rámci muskuloskeletální soustavy a řízení pohybu. Původně jsem se domnívala, že otázku pohybu bude možné vyřešit redukcionistickým přístupem s důrazem na syntézu, tj. analytickým rozložením systému na základní části a hledáním vztahů mezi nimi a postupným skládáním ve vyšší celky vytvořit složitý obraz fungování systému.

Během studia fyzioterapie jsem postupně zjišťovala, že toto mechanistické pojetí neodpovídá složitě povaze problému. Díky šťastnému setkání s prací matematika Bernharda Riemanna, který se zabýval též studiem fyziologie a ve své nedokončené studii (Riemann, 1876) se věnoval metodologickým základům studia fyziologie, jsem dospěla k názoru, že v této oblasti bude přiměřenější přístup s převahou analýzy funkce. Zatímco při syntéze odvozujeme funkci z tělesné struktury, při analýze funkce identifikujeme funkční procesy, které systém musí vykonávat, aby mohl dosáhnout určitého cíle. Z pozorování chování systému potom vytváříme hypotézu o struktuře a roli jednotlivých komponent. Dosažení cíle můžeme pojímat jako problém, který systém musí řešit. Struktura lidského těla je z tohoto pohledu výsledkem řešení řady problémů souvisejících s přežitím organismu. Cíle pohybu je nutné analyzovat rozložením na dílčí problémy a potom ze struktury muskuloskeletálního a nervového systému můžeme odvozovat, jakým způsobem byly řešeny. Při rozboru cílů pohybu lze aplikovat optimalizační teorii používanou především v biologii ke studiu chování živých organismů.

Pro formování muskuloskeletálního aparátu dolních končetin byla zřejmě rozhodující jejich adaptace na bipedální lokomoci. Vedou se spory o tom, zdali byl rozhodující vliv běhu nebo chůze. Domnívám se, že pro přežití člověka byl důležitý jak rychlý běh při úniku před nebezpečím či za účelem dosažení potravy, tak schopnost přesunu na dlouhé vzdálenosti s cílem nalezení lepšího prostředí pro život. Na vývoj dolních končetin podle mého názoru působily nejen oba zmíněné způsoby lokomoce, ale i další nároky kladené na funkci nohou, například překonávání překážek a stabilita stoje při prudkých pohybech trupu a rukou.

Muskuloskeletální systém dolních končetin nebyl utvářen jen za jedním účelem, ale tak, aby co nejlépe naplňoval všestranné nároky s důrazem na lokomoci.

Pro řešení otázek týkajících se motoriky jsem si vybrala jako modelový pohyb chůzi, protože jakožto nejméně studovaný pohyb je vhodná pro pochopení zákonitostí utváření anatomických a nervových struktur spojených s pohybem a principů, z nichž vyvstává konkrétní pohybový projev. Tělo a psychika určuje způsob chůze, ale způsob chůze zpětně působí na tělo a psychiku. Chůze tedy může být použita jako terapeutický i psychoterapeutický prostředek, který má vzhledem k častému provádění této pohybové aktivity velký potenciál.

## 2 CÍLE

Cílem této práce bylo shrnout poznatky o vlivech, které se účastní na vytváření stereotypu chůze se zvláštním přihlédnutím k její stabilitě. Práce se zaměřuje na kontrolu stability chůze, srovnává hierarchický a paralelní model řízení pohybu a jejich pohled na úlohu neuromuskulárního systému při regulaci stability chůze. Dále se zabývá vztahem mezi stabilitou chůze, časoprostorovými parametry chůze a pohybem těžiště během krokového cyklu.

Část práce věnovaná metodám hodnocení stability chůze začíná uvedením do teorie dynamických systému, což je matematický koncept hojně využívaný při klasifikaci stability v různých oborech. Popisovány jsou parametry související se stabilitou chůze s konvergentní a prediktivní validitou a parametry odvozené z biomechaniky.

V rámci experimentální části byla provedena pilotní studie hodnotící vliv zvýšených nároků na stabilizaci hlavy a senzorické stimulace chodidla na utváření vzorce chůze.

### 3 PŘEHLED POZNATKŮ

#### 3.1 Optimalizační teorie

Evoluce je řízena přirozeným výběrem. Geny, které nejlépe umožňují přežití a reprodukci, se nejpravděpodobněji přenesou do následujících generací. Schopnost přežití a reprodukce se měří veličinou nazývanou „fitness“. Pokud určitý soubor genů vlastní  $n$  členů současné generace a  $N$  členů generace následující, je fitness tohoto souboru genů dána poměrem  $N/n$ . Evoluce obecně podporuje vlastnosti minimalizující ztráty a maximalizující výhody. Za ztráty se považuje např. výdej energie nebo poškození organismus, za výhody zvýšení plodnosti nebo zisk energie.

Optimalizace je proces minimalizace ztrát a maximalizace zisků nebo nalezení nejlepšího možného kompromisu mezi oběma. Evoluce přirozeným výběrem je proces optimalizace. Učení může být též nazíráno jako optimalizační proces, neboť živočich objevuje nejefektivnější způsob dosažení cíle cestou pokusu a omylu.

Optimalizační teorie je rozšířeným nástrojem v biologii, při jejím použití však vyvstává problém, co se ve skutečnosti optimalizuje. Z definice vyplývá, že evoluce maximalizuje fitness. Využití kritéria maximalizace fitness v modelech chování živočichů by však v mnoha případech vedlo k velkým obtížím. Předpokládá se proto, že fitness je funkcí mnoha dalších složek jako množství energie spotřebovaného na lokomoci a získaného z potravy, schopnosti smyslového vnímání, pohybové koordinace apod. Každá z těchto složek závisí na dalším komplexu proměnných, např. metabolická energie potřebná při pohybu se odvíjí od velikosti živočicha, jeho pohybového vzorce, vlastností muskuloskeletálního systému atd.

Evoluce obecně upřednostňuje vlastnosti, které umožňují shromažďovat potravu co nejrychleji a s co nejmenším výdejem energie, takže je potom možné získat více potravy nebo se věnovat jiným aktivitám, jako například reprodukci. Evoluce formuje chování tak, aby bylo co nejefektivnější (Alexander, 1996).

Pokud by chování živočicha vedlo v krátkodobém nebo dlouhodobém časovém horizontu k nepřiměřenému poškození tkání, výrazně by se snížila konkurenceschopnost organismu. Pohyb se proto vyvíjel tak, aby minimalizoval poškození organismu spojené s jeho prováděním. Mechanismem, který přispívá k minimalizaci poškození organismu, je reakce na vznik nocicepce. Organismus se

vědomě či podvědomě snaží vyhnout takovému provedení pohybu, které by vyvolávalo či zvyšovalo nocicepci, jež signalizuje možnost porušení tělesných struktur. Za účelem eliminace bolesti se vytvářejí náhradní pohybové stereotypy, které však mohou zejména při dlouhodobém uplatňování vést k přetížení a poškození původně intaktních tělesných struktur a paradoxně tak zvyšovat bolest.

Je rozumné předpokládat, že se pohybové strategie a struktury vyvíjely tak, aby minimalizovaly energii potřebnou pro vykonání pohybu a poškození s ním spojené. Při každém pohybu je zároveň potřeba zajistit, aby se živočich působením vnějších nebo vnitřních sil nepřevrátil, tj. udržel rozumnou míru stability odpovídající možným narušením. Pro zajištění stability je nutná schopnost ovládnutí polohy a pohybu jednotlivých tělesných segmentů vůči sobě navzájem a vzhledem k okolí a polohy a pohybu COM v gravitačním poli. Tato schopnost se nazývá posturální kontrola (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

V mnoha studiích týkajících se pohybu se jako optimalizační kritérium používá minimalizace spotřeby metabolické energie. V některých případech může být vhodnější využít pro optimalizaci plynulost pohybu. Pokud vyžadujeme maximální plynulost pohybu, musí být změna zrychlení vyjádřená první derivací zrychlení, tj. třetí derivací polohového vektoru, co nejmenší. Plynulost pohybu pravděpodobně optimalizuje současně efektivitu a stabilitu pohybu a zamezuje poškození tkání.

### **3.2 Evoluce bipedální lokomoce**

Pro mnoho živočichů je schopnost lokomoce nezbytnou podmínkou přežití. Umožňuje jim najít potravu, vhodné životní prostředí, partnera za účelem reprodukce nebo únik před nebezpečím. Tělesné struktury se proto vyvíjely tak, aby umožňovaly optimální splnění cílů lokomoce v závislosti na prostředí (voda, zemský povrch, vzduch), ve kterém se daný živočich převážně pohyboval, a na jeho životní strategii. Vzniklo mnoho druhů lokomoce, jako létání, plazení, plavání nebo chůze. Společným rysem těchto forem lokomoce je cyklické opakování svalové aktivity, jejímž důsledkem je změna pozice těla vůči okolí.

Bipedální lokomoce se zřejmě vyvinula z chůze našich předků s oporou o dorzální povrch ohnutých prstů horních končetin (Richmond & Strait, 2000). Existuje řada různých navzájem se nevylučujících hypotéz týkajících se evoluce bipedalismu.

Tyto více či méně vědeckou obcí uznávané hypotézy poskytují představu o tom, jaké evoluční výhody mohly vést k objevení bipedalismu. Patří mezi ně teorie snadnější termoregulace (Wheeler, 1991), schopnosti sběru plodů z vyšších větví ve stoji na dolních končetinách (Hunt, 1994), větší efektivity bipedální lokomoce při překonávání velkých vzdáleností umožňující delší přesuny za zdroji potravy (Isbell & Young, 1996), uvolnění horních končetin pro přenášení objektů (potomků, potravy), (Lovejoy, 1981,1988), optického zvětšení postavy jako prostředku zastrašení protivníků (Jordania, 2011)), zlepšení vizuální orientace a hypotéza vodní opice (Cunnane, 1980).

Z předchozích teorií můžeme vyvodit dva nejdůležitější znaky, kterými bipedalismus přispěl ke zvýšení fitness. Prvním je pozice hlavy ve srovnání s kvadrupedální lokomocí výše nad zemí, druhý spočívá v osvobození horních končetin od lokomoční funkce, což umožnilo jejich specializaci pro manipulaci s předměty.

### **3.3 Kontrola stability chůze**

#### **3.3.1 Role neurálního a mechanického systému při kontrole stability chůze**

Předpoklady ohledně toho, jaké systémy a jakým způsobem se podílejí na udržování stability, určují hodnocení i terapii poruch rovnováhy (Horak, 2006).

Kontrolní role byla tradičně rezervována pro nervový systém. Nervový systém je často považován za ústředního činitele generujícího příkazy pro vykonání plánovaného pohybu. Z tohoto pohledu porozumění adaptivnímu chování vyžaduje primární zaměření na nervový systém. Adaptivním chováním rozumíme chování, které zvyšuje přežití a reprodukci živočicha. Adaptivní chování však závisí na interakci mezi nervovým systémem, tělem a okolím. Během současně probíhajícího vývoje nervového a muskuloskeletálního systému došlo k jejich vzájemnému provázání a vytvoření komplementarity. Změny chování v průběhu evoluce jsou spojeny s koordinovanými změnami periferie i nervového systému. Adaptivní chování tak může být nejlépe pochopeno v kontextu biomechanických vlastností těla a sil působících na organismus z okolí. Nervový systém je zakotven v těle, které je zase

zasazeno do okolního prostředí. Nervový systém, tělo i okolí jsou komplikované, vysoce strukturované, navzájem provázané dynamické systémy. Pohyb je spíše než přímou cestou k cíli uzavřeným cyklem interakcí mezi nervovým systémem, muskuloskeletálním systémem a informacemi přijímanými z okolí.

Svaly působí jako filtr nervové eferentace. Šlachy připojující kontraktilní část svalu ke kosti vytvářejí spolu se svalovým bříškem pohonný prvek, jehož filtrační vlastnosti jsou silně ovlivněny pružností šlachy a stupněm aktivace svalu. Mechanické působení svalu a odpověď celého těla na jeho kontrakci závisí na geometrických vztazích a poloze ostatních svalů a kloubů a historii aktivace tohoto svalu. Příkaz přicházející z nervového systému je tak transformován biomechanickými vlastnostmi těla (Chiel & Beer, 1997).

Tyto koncepty mohou být ilustrovány dvěma protikladnými metaforami z oblasti hudby. Nervový systém je často vnímán jako dirigent těla vybírající programy pro hráče a přesně určující jejich hru. Přístup zohledňující roli těla a okolí pojímá nervový systém jako jednoho ze skupiny hráčů účastnících se jazzové improvizace. Výsledný zvuk vyvstává ze vzájemného působení všech hráčů a nelze jej výhradně připsat žádnému z nich. Role nervového systému nespočívá ani tak v programování chování, jako spíše v modulování a podněcování odpovídajícího dynamického projevu celého propojeného systému (Chiel & Beer, 1997).

Raibert & Hodgins (1993) k tomuto tématu napsali: Mnoho vědců zabývajících se nervovou kontrolou pohybu považuje nervový systém za zdroj příkazů, které jsou vydávány tělu jako přímé povely. My věříme, že mechanický systém má vlastní rozum řízený fyzikálními strukturami a zákony. Nervový systém může spíše než vydávat příkazy poskytovat návrhy, jež jsou sladovány s fyzikálními vlastnostmi systému a cílem pohybu. Protože neurální a mechanický systém jsou dynamicky spřažené, musíme přehodnotit, co přesně je řízeno a kde řízení začíná.

Decerebrovaná zvířata jsou schopna krokového automatismu připomínajícího normální chůzi, ale ke kontrole stability potřebují externí stabilizaci. To napovídá, že udržení stability je komplexnější úloha než generace krokového stereotypu.

Stabilita chůze se liší od stability stoje tím, že při chůzi se COM periodicky pohybuje mimo BOS a stojná noha nemůže příliš kontrolovat tento pohyb. Umístění

švihové nohy může být použito ke kontrole stability chůze prostřednictvím síly působící na COM v momentě kontaktu nohy se zemí (Bauby, 2000). Není však jasné, jaká míra nervové kontroly je potřeba, protože dynamika těla může mít sama stabilizující vliv. McGeer (1990) vytvořil mechanický model pasivní dynamické chůze, který je schopný chůze z mírného svahu pouze působením gravitační síly bez aktivní zpětné vazby. Navíc ukázal, že tento uzavřený cyklus – periodický pohyb nelineárního systému – je též pasivně stabilní, tj. dochází k automatickému utlumení malých narušení tohoto cyklu. Kontrolní algoritmy jsou tedy vnitřními vlastnostmi morfologie modelu a specifického pohybového vzorce. Podobnost modelu s lidskou chůzí umožňuje vytvořit hypotézu, že lidé do určité míry využívají pasivní dynamiky ke zjednodušení kontroly lokomoce. Významný rozdíl mezi lidskou chůzí a tímto modelem je, že pohyb modelu je omezen na pouze sagitální rovinu. Lidé se pohybují ze strany na stranu a rotují kolem vertikální osy, což jim poskytuje možnost modulace umístění nohy i v mediolaterálním směru a dostatečnou pohyblivost pro překonávání překážek.

Kuo (1999) vytvořil 3D model pasivní chůze. Model se může pohybovat v kyčlích a kotnících ze strany na stranu. Úhel mezi osou nohy a vertikálou je variabilní v omezeném intervalu hodnot. Pro stabilitu chůze tohoto modelu v sagitální rovině dostačovaly pasivní mechanismy, stabilita ve frontální rovině vyžadovala aktivní kontrolu. Při aplikaci těchto výsledků na lidskou chůzi lze předpokládat, že kontrola stability v sagitální rovině bude jednodušší a bude řízena na nižší úrovni CNS než stabilita v rovině frontální, která bude vyžadovat integraci především somatosenzorické, vizuální a vestibulární aferentace a bude kontrolována vyššími nervovými centry. Tyto závěry jsou v souladu s experimentem posuzujícím vliv vyřazení vizuální aferentace na stabilitu chůze. Experiment ukázal, že se zavřenýma očima se významně zvyšuje variabilita pohybu ve frontální rovině, zatímco variabilita v rovině sagitální vykazuje jen malou senzitivitu na změny v množství vizuální aferentace (Bauby, 2000).

Sawers (2012) zkoumal míru kontroly laterální stability během různých fází krokového cyklu. Jako měřítko rozsahu aktivní kontroly laterální stability zvolil variabilitu úhlu mezi vertikálou a přímkou spojující COM a laterální malleolus. Ukázalo se, variabilita tohoto úhlu se v průběhu krokového cyklu významně mění.



Nejvyšších hodnot nabývá při a krátce po počátečním kontaktu nohy s podložkou a klesá v průběhu dalších fází kroku. Předpokládá se tedy, že největší aktivní kontrola mediolaterální stability je při počátečním kontaktu a tento bod je též vzhledem ke kontrole stability ve frontální rovině nejkritičtější. Spíše než tlumení laterálních výchylek COM je úkolem aktivního řízení v této fázi zajištění adekvátní stability ve frontální rovině před fází jedné opory, což sníží potřebu aktivní kontroly během této fáze. Nadměrné aktivní řízení mediolaterální stability během počátečního kontaktu může být vyžadována v důsledku problémů se stabilitou v následujících fázích. Naopak zvýšená aktivní kontrola mediolaterální stability zaznamenaná po počátečním kontaktu může být důsledkem neefektivní strategie umístění nohy na podložku.

Hof (2007) použil Newtonovy pohybové rovnice pro obecný systém tuhých těles a upravil a přeskupil členy rovnice tak, že se ukázaly tři různé mechanismy podílející se na udržení posturální stability. Přesunutí COP je první způsob (příkladem je kotníková strategie), druhý způsob spočívá v udělení zrychlení jednotlivým tělesným segmentům (příkladem je kyčelní strategie), třetí využívá vnější sílu jinou než GRF (kroková nebo úchopová strategie).

### **3.3.2 Role feedforward a feedback mechanismu při kontrole stability chůze**

Přesnost provedení pohybu je omezena nejen chybou spojenou s přenosem a zpracováním informace a převodem eferentace na motorický projev, tedy chybou spojenou s vnitřními vlastnostmi a ději, ale i narušením přicházejícím zvenčí, vnějšími okolnostmi, které nebylo možné předvídat na začátku pohybu. Probíhající pohyb je proto nutné neustále kontrolovat pomocí zpětných vazeb realizovaných okruhem začínajícím aferentací, která je na různých úrovních CNS zpracována a výstup je odeslán eferentními drahami ovlivňujícími reakce muskuloskeletálního systému. Aktivaci svalů v přímé reakci na vzniklé vnější nebo vnitřní narušení nazýváme feedback mechanismus (Ting, 2009).

Mezi příjmem informace a motorickým výstupem vzniká časové zpoždění dané vlastnostmi nervového systému, především rychlostí vedení nervových drah. Toto zpoždění je důležitým aspektem fyziologického procesu posturální kontroly.

Regulace pouze feedback mechanismem by v důsledku konečné rychlosti přenosu informace mohla vyústit v destabilizaci systému (Milton et al., 2009). Proto jsou při udržování stability v odpovědi na narušení přítomny nejméně dva mechanismy: feedforward mechanismus a feedback mechanismus.

Počáteční silové momenty reagující na narušení jsou způsobeny vnitřními mechanickými vlastnostmi těla. Tyto vlastnosti jsou určeny stupněm aktivace svalů v okamžiku narušení. Stupeň aktivace je dán nervovou aktivitou předcházející narušení. Eferentní výstup předběžně upravuje vlastnosti muskuloskeletálního systému s ohledem na očekávaná narušení. Přizpůsobení vnitřní mechanické stability muskuloskeletálního systému na základě předpokládaných narušení nazýváme feedforward mechanismus.

Feedforward mechanismus ovlivňuje posturální orientaci a svalový tonus. Posturální orientace odpovídá strategickému umístění tělesných segmentů v prostoru a určuje základní dynamické vlastnosti skeletálního systému, které jsou v rámci dané posturální orientace dále modulovány svalovým tonem.

Ačkoliv stabilitu chůze nelze zajistit pouze prostřednictvím vnitřní stability muskuloskeletálního systému určované kromě jiného feedforward mechanismy, dostatečná míra této stability je nezbytná pro efektivní působení feedback mechanismů. Během pomalé lokomoce s proměnlivou frekvencí pravděpodobně dominuje kontrola na základě kontinuálního feedback mechanismu. Dynamika mechanického systému začíná nejspíše převažovat při středních až vysokých rychlostech pohybu (Ting, 2009).

Nejčastěji uvažovanou činností svalů v reakci na narušení je kontrakce na základě aktivní nervové kontroly. Působením nelineárních vnitřních vlastností svalů, jako je závislost síly na délce svalu a síly na rychlosti stahu svalu, dochází v odpovědi na narušení k bezprostřední změně působící síly. Brown and Loeb (1999) nazývají tuto odezvu s limitně nulovým časovým zpožděním reflexem. Ačkoliv se původně předpokládalo, že nelinearita vnitřních svalových vlastností nervovou kontrolu pohybu komplikují, reflexy pomáhají utlumit náhle vzniklá narušení a řízení pohybu naopak zjednodušují (Full, 1999).

### 3.4 Vztah stability a pohybu těžiště

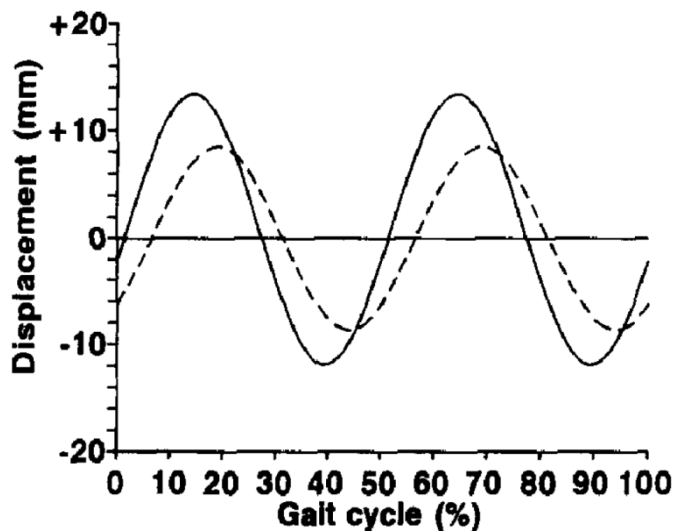
Z mechanického hlediska může být tělo reprezentováno jeho těžištěm (COM). COM je virtuální bod, který mění svou polohu v závislosti na prostorových vztazích tělesných segmentů a může se nacházet i mimo tělo. Pro zachování stability stoje, tj. statické stability je důležité udržet COMp v BOS. Pokud chceme udělat krok, požadavky se výrazně mění. Cílem je nyní přesunout COMp mimo BOS a zároveň se vyhnout pádu. Při fyziologické chůzi či běhu se kromě fáze dvojí opory COMp nachází vždy mimo BOS (Winter, 1995). Pro chůzi je proto nezbytná schopnost zachování dynamické stability.

Zkoumání pohybu nejen jednotlivých tělesných segmentů, ale i COM, může pomoci objasnit některé sporné otázky týkající se stability chůze. Při studiu stability chůze je důležité pochopit, jakým způsobem se COM v průběhu krokového cyklu pohybuje, jaké síly se podílejí na změně polohy COM a jak jsou řízeny a jak výchyly COM závisí na různých parametrech, např. rychlosti chůze, věku a zdravotním stavu jedince.

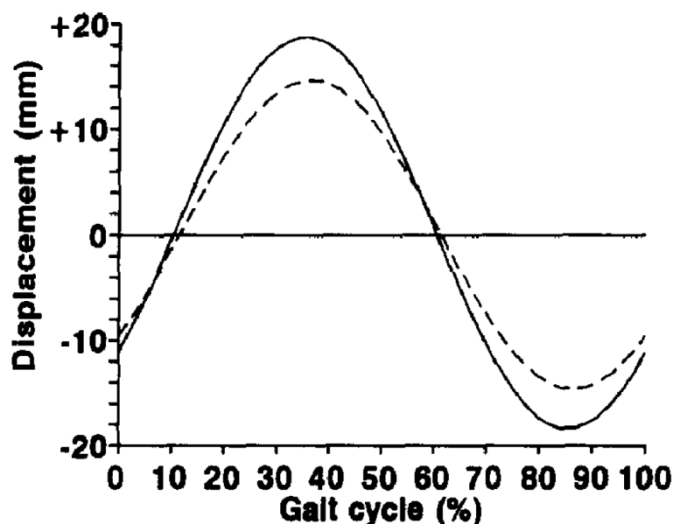
Určování polohy COM lze provádět přímou nebo nepřímou metodou. Nepřímá metoda vychází z antropometrických údajů a z kinematické analýzy segmentů těla. Přímá metoda je založena na měření GRF a výpočtu výchylek těžiště dvojí integrací síly. Výsledky obou metod se v rozumné míře shodují (Gutierrez-Farewik et al., 2006).

Whittle (1997) určil přímou metodou pohyb COM a s využitím kinematických dat pohyb středu pánve během krokového cyklu. Výsledky jeho experimentu jsou zachyceny na obrázcích 1 až 3. Rozdíl mezi maximální a minimální výchylkou COM je 1.9 cm v anteroposteriorním, 2.9 cm v mediolaterálním a 3.4 cm ve vertikálním směru. V anteroposteriorním směru se výchylka vztahuje k poloze, ve které by se daný bod nalézal, pokud by rychlost byla rovnoměrná.

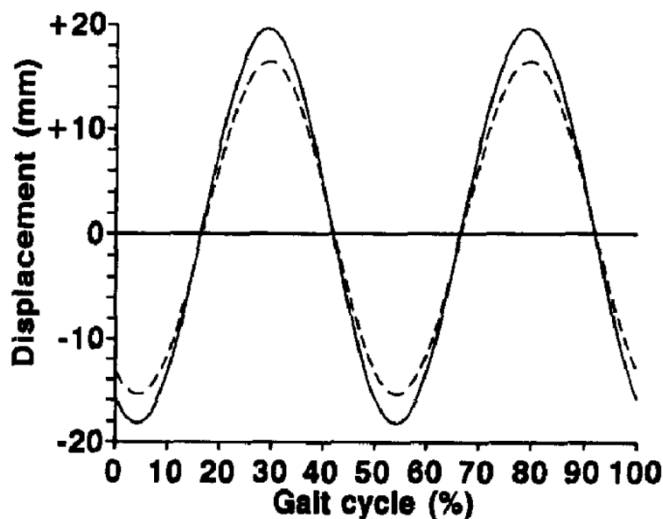
Funkce závislosti výchylky COM na čase v anteroposteriorním a vertikálním směru jsou ve fyziologickém případě periodické s periodou jednoho kroku. Funkce závislosti mediolaterální výchylky COM je periodická s periodou dvou kroků.



Obrázek 1. Sinusoidální aproximace pohybu centra pánve (plná čára) a COM (přerušovaná čára) v anteroposteriorním směru během krokového cyklu začínajícího počátečním kontaktem levé nohy (anteriorní směr nabývá kladných hodnot) (Whittle, 1997)



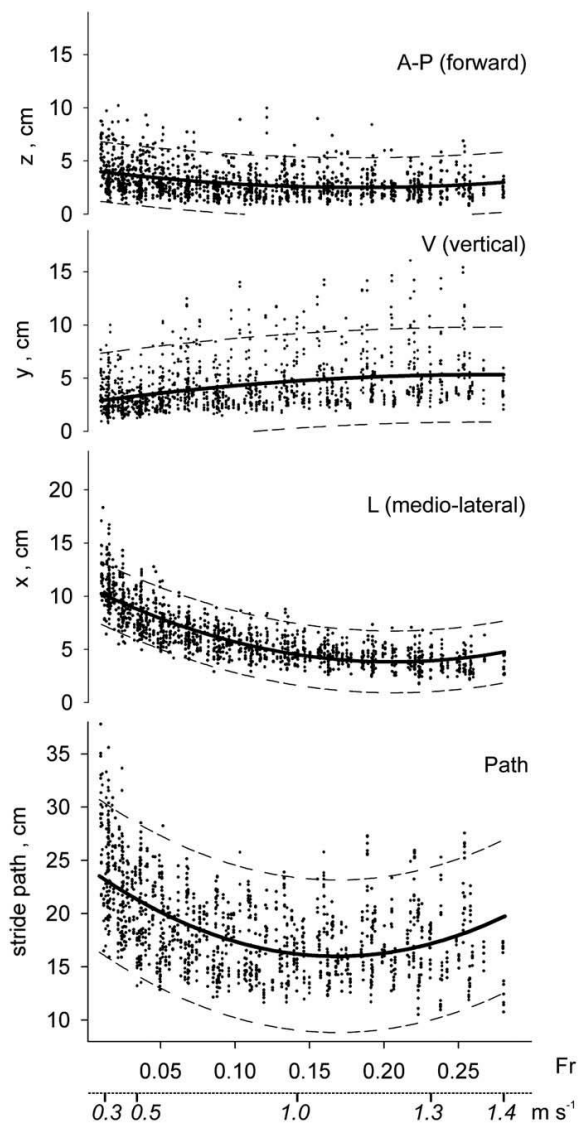
Obrázek 2. Sinusoidální aproximace pohybu centra pánve (plná čára) a COM (přerušovaná čára) v mediolaterálním směru během krokového cyklu začínajícího počátečním kontaktem levé nohy (levá strana nabývá kladných hodnot) (Whittle, 1997)



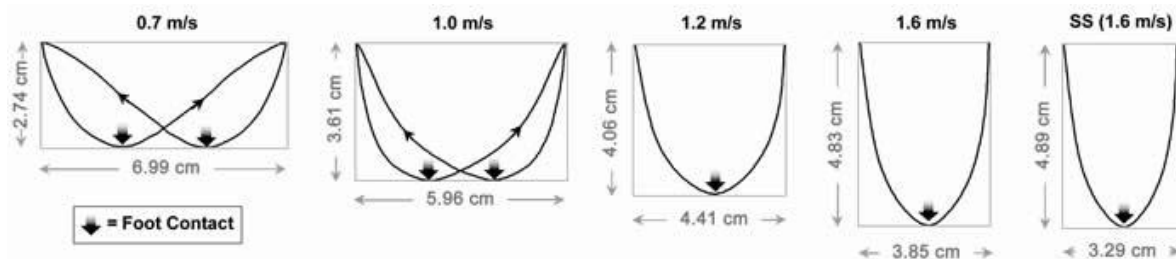
**Obrázek 3. Sinusoidální aproximace pohybu centra pánve (plná čára) a COM (přerušovaná čára) ve vertikálním směru během krokového cyklu začínajícího počátečním kontaktem levé nohy (směr nahoru nabývá kladných hodnot) (Whittle, 1997)**

Tesio et al. (2010) vyhodnotili dráhu COM přímou metodou při chůzi na chůzovém trenažeru se zabudovanými 3D silovými senzory s konstantní průměrnou rychlostí, kterou postupně zvyšovali s krokem 0.1m/s. Výsledky jejich měření jsou znázorněny na obrázku 4. Vertikální výchylky COM jsou rostoucí funkcí rychlosti, což je způsobeno prodloužením kroku spojeným s funkcí stojné nohy analogickou obrácenému kyvadlu. Laterální deviace COM se se zvyšující rychlostí zmenšují. To je zřejmě důvod, proč se ataktičtí pacienti cítí lépe a působí stabilněji při vyšších rychlostech chůze. Minimum celkové dráhy COM nastává při rychlostech přibližně 1.1m/s, což je rychlost, při které je efektivita chůze na chůzových trenažerech maximální (Stoquart et al., 2008).

Orendurff et al. (2004) vyhodnotili pohyb COM při chůzi na dráze 10m ve frontální rovině nepřímou metodou. Grafické znázornění výsledků viz obrázek 5.



**Obrázek 4. Délka dráhy COM v průběhu jednoho dvojkroku v závislosti na rychlosti.** Tři horní grafy zobrazují délku dráhy COM v anteroposteriorním, vertikálním a mediolaterálním směru, spodní graf znázorňuje celkovou délku dráhy COM (Tesio et al., 2010)



**Obrázek 5. Dráha COM ve frontální rovině při různých rychlostech chůze. SS je rychlost chůze preferovaná měřeným subjektem (Orendurff et al., 2004)**

S rostoucí rychlostí se v důsledku prodloužení délky kroku zvyšuje vertikální výchylka těžiště. Mediolaterální výchylka se chová opačným způsobem, je největší při malých rychlostech a směrem k větším rychlostem se zmenšuje. Změna mediolaterální výchylky COM je doprovázena změnou šířky kroku ve stejném smyslu (Orendurff et al., 2004).

Ve fázi jedné opory může být pohyb COM modelován jako obrácené kyvadlo. COM se pohybuje po oblouku daném stojnou nohou. Pro pohyb po oblouku není potřeba dodávat žádnou energii, neboť kyvadlo zachovává celkovou mechanickou energii přeměnou kinetické energie v potenciální a naopak. Donelan et al. (2002) uvádějí, že pro změnu směru rychlosti COM při přechodu z oblouku daného jednou nohou v oblouk daný druhou nohou je potřeba negativní práce. Pozitivní práce potom kompenzuje ztrátu energie (Kuo, 2001).

COM se pohybuje po oblouku daném stojnou nohou a každá změna stojné nohy vyžaduje mechanickou práci, která změní směr COM. Podle jednoduchého mechanického modelu (Kuo, 1999) roste tato práce se čtvercem šířky kroku. Protože poměr množství mechanické práce vykonané svalem a spotřebované metabolické energie je téměř konstantní, roste kvadraticky i potřebná metabolická energie. Chůze o široké bázi může být proto energeticky velmi náročná. Naopak při velmi úzkém kroku je nezbytný laterální pohyb švihové nohy proto, aby se švihová noha vyhnula noze stojné. To přispívá ke zvýšení celkové energie spotřebované při chůzi (Donelan et al., 2001). Podle Donelan et al. (2001) je pro šířku kroku určující optimalizace energie potřebné pro změnu stojné nohy a energie spotřebované švihovou nohou.

### **3.5 Časoprostorové parametry chůze**

Základní parametry zahrnují rychlost chůze, délku a šířku kroku, kadenci a dobu trvání kroku. Časoprostorové parametry chůze se mění v závislosti na situaci, věku a existující patologii. Odpovídají pohybovému projevu danému vlastnostmi a vzájemným ovlivňováním muskuloskeletální soustavy, nervové soustavy a vnějšího prostředí.

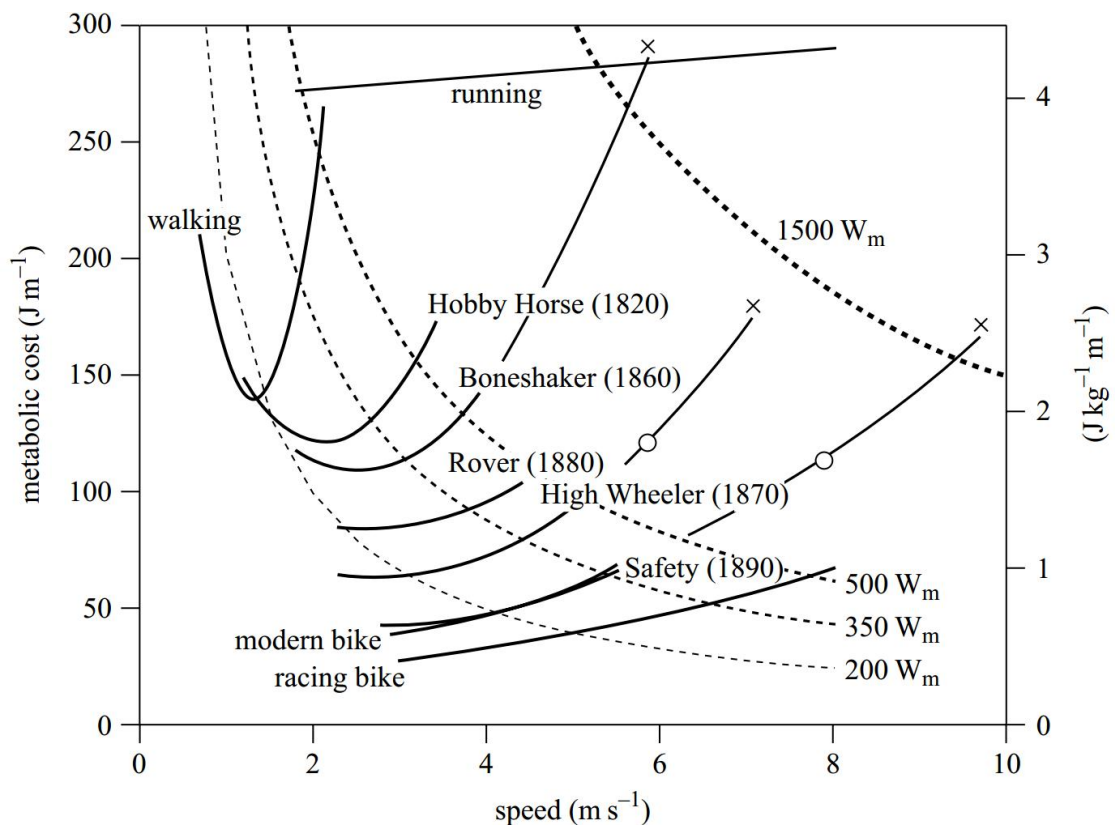
Neurální mechanismus generující vzorce lokomoce není zcela vyjasněn. Kinetika, kinematika a svalová aktivita spojená s chůzí byla studována mnohem zevrubněji než její nervová kontrola. Z experimentů týkajících se zvířecího a lidského pohybu vyplývá, že při vytváření a kontrole periodické aktivity svalů během lokomoce hrají významnou roli míšní nervové struktury. Rossignol et al. (1993) prokázali, že u koček jsou impulsy z míchy schopny generace složitého rytmického vzorce aktivace svalů připomínajícího krokový cyklus, při kterém je koordinována činnost svalů v rámci jedné končetiny i mezi končetinami. Tato skutečnost vedla k předpokladu existence centrálních generátorů pohybových vzorců (anglicky central pattern generators) na míšní úrovni, které jsou schopny spouštět předem dané vzorce rytmické aktivace svalů. U lidí byly centrální generátory pohybových vzorců prokázány pouze nepřímo na základě vývojových studií (Pang & Yang, 2001) a sledování pacientů s míšní lézí (Bussel et al., 1989). Vlastnosti míšní neuronové sítě jsou modulovány aferentními a eferentními vstupy (Collins, 2003). Role zpětné vazby v tvorbě motorického programu závisí na prostředí, ve kterém se živočich pohybuje, a době potřebné k reakci na podnět. Živočichové rychle se pohybující ve vodě vykazují vysoce koordinovaný vlnovitý pohyb, který je určován centrálně při absenci zpětné vazby. Při lidské lokomoci, kdy se vlastnosti podložky mohou výrazně měnit, hraje informace o stavu končetin v daném okamžiku zásadní roli v koordinaci pohybu (Fuchs et al., 2012).

U mnoha živočichů zastává čich a sluch důležitou roli při specifikaci lokomočních vzorců. U lidí, stejně jako u většiny savců, jsou však pro lokomoci nejdůležitější vestibulární, vizuální, hmatové a propioceptivní vjemy. Hlavními nervovými drahami, které modifikují lokomoční vzorec, jsou vestibulospinální, rubrospinální, retikulospinální, tektospinální a kortikospinální trakt. Aktivita těchto drah je rytmická, spojená s určitou fází krokového cyklu. Retikulospinální a rubrospinální dráha jsou aktivní během švihové fáze, vestibulospinální dráha při fázi stojné. Mozeček na základě informací ze spinocerebelárních drah, vizuálních a vestibulárních podnětů a propojení s korovými centry moduluje lokomoční vzorce regulací aktivity všech sestupných drah. Dráha tektospinální, začínající v colliculus superior, se podílí zejména na určování reakcí na nový podnět z vnějšího prostředí. Colliculus superior získává nejen vizuální informace ze sítnice, ale také z dalších smyslových modalit a



je ovlivňováno i kortikálně. Kontroluje pohyby očí a hlavy skrze tektoretikulární dráhu a ostatní svaly prostřednictvím dráhy tektospinální (Bronstein, 2004).

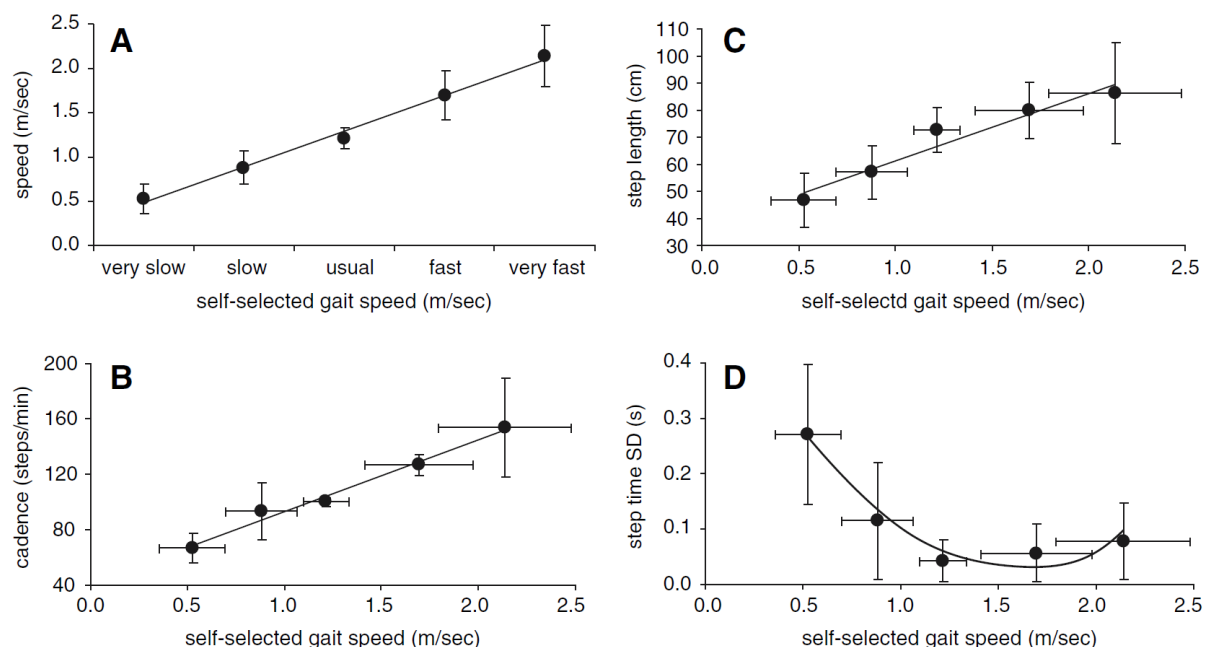
Lidé upřednostňují určitou rychlost chůze. Pokud je rychlost daná, vybírají si optimální délku a šířku kroku. Odchytky od preferovaného způsobu chůze vždy zvyšují potřebu energie. Funkce závislosti energie spotřebované na jednotku překonané vzdálenosti na rychlosti chůze má tvar U s minimem blízkým upřednostňované rychlosti chůze (viz obrázek 6). Podobně pokud je pevně daná rychlost chůze, má funkce závislosti energie spotřebované na jednotku překonané vzdálenosti na kadenci opět tvar U a nabývá minimálních hodnot při kadenci přibližně rovné preferované kadenci (Arellano & Kram, 2011).



**Obrázek 6. Závislost metabolické energie spotřebované na metr překonané vzdálenosti na rychlosti při chůzi, běhu a jízdě na různých druzích kola pro dospělého člověka. Přerušované čáry jsou linie konstantního metabolického výkonu (Minetti et al., 2001)**

Latt et al. (2008) hodnotili kadenci, délku kroku a směrodatnou odchylku trvání kroku při chůzi po rovném povrchu při pěti různých rychlostech. Zkoumaní jedinci byli požádáni, aby šli chůzí s rychlostí, která jim nejvíce vyhovuje, a rychlostí mnohem

pomalejší, o trochu pomalejší, mnohem rychlejší a o trochu rychlejší než preferovaná rychlost. Z obrázku 7 je vidět, že kadence a délka kroku rostou přibližně lineárně se zvětšující se rychlostí. Směrodatná odchylna trvání kroku je nejmenší při preferované rychlosti chůze.



**Obrázek 7. Vliv zvolené rychlosti chůze na naměřenou rychlost chůze (A), závislost kadence v krocích za minutu (B), délky kroku (C) a směrodatné odchylny trvání kroku (D) na rychlosti chůze (Latt et al., 2008)**

Voloshina et al. (2013) zjistili, že při chůzi po nerovném terénu se ve srovnání s chůzí po rovném terénu výrazně nemění parametry chůze. Průměrná délka kroku poklesla jen o 4% a zvětšení šířky kroku bylo nevýznamné. Variabilita délky kroku se zvýšila o 22% a šířky kroku o 36%.

Děti mají vysokou kadenci chůze a krátký krok, s vývojem motoriky se kadence snižuje a krok prodlužuje (Rose & Gamble, 2006).

U starších lidí se rychlost chůze snižuje, což je dle Rose & Gamble (2006) způsobeno především zkrácením délky kroku spojeným s prodloužením času stráveného ve fázi dvojí opory. Kerrigan et al. (2001) zjistili, že oproti mladým jedincům klesá u starších lidí při chůzi úhel maximální extenze v kyčli a to větší měrou u seniorů s náchylností k pádu. Extenze je omezená i při zvýšení rychlosti chůze a není tedy spojena s menší rychlostí chůze běžnou u starších věkových kategorií. Není zřejmé, zdali je snížená extenze v kyčli primárním mechanismem

vedoucím ke zmenšení délky kroku a zpomalení chůze. Možná je i opačná příčinná souvislost, kdy zkrácení kroku, např. v důsledku zhoršené stability, vede ke snížené extenzi v kyčli. Chůze je jedinou pravidelnou denní aktivitou, která využívá plného rozsahu pohybu v kyčelním kloubu do extenze. Je proto pravděpodobné, že snížení délky kroku povede k funkčně významnému omezení hybnosti v kyčli. Zvětšení anteverze pánve ve snaze kompenzovat sníženou délku kroku je často spojeno s bolestmi a strukturálními změnami bederní páteře. Neschopnost prodloužit krok může být kritická v situacích vyžadujících rychlé změny délky kroku, např. při překonávání překážek nebo na nerovném povrchu.

### **3.6 Hodnocení stability chůze**

#### **3.6.1 Teorie dynamických systémů**

Definice a použití pojmů rovnováhy, stability a balance se u různých autorů liší v závislosti na tom, v jakém oboru je autor vzdělán a jakým problémem se zabývá. V této kapitole bude dynamická stabilita definována a hodnocena obecně s platností pro libovolný dynamický systém pomocí matematického aparátu teorie dynamických systémů.

Dynamický systém je matematický koncept, ve kterém deterministická funkce popisuje časovou závislost polohy bodu v geometrickém prostoru. V jakémkoliv daném čase je stav systému popsán souborem reálných čísel, který může být reprezentován bodem ve stavovém prostoru. Příkladem je model obráceného kyvadla nebo jednoduché modely lidské chůze. Dynamický systém může být nelineární a byly vyvinuty nástroje testující, zdali a za jakých podmínek systém vykazuje stabilní chování.

Teorie dynamických systému pracuje s termínem uzavřený cyklus. V kontextu této práce se jedná o periodickou trajektorii charakterizující lokomoci. Kromě toho, že můžeme popisovat chování proměnných popisujících lokomoci v závislosti na čase, můžeme studovat též jejich vzájemný vztah pomocí grafu, na jehož osy vynášíme zkoumané proměnné (např. rychlosti těžiště v horizontální, sagitální a transverzální rovině). Takto získané trajektorie ve stavovém prostoru nazýváme uzavřenými cykly.

Dle teorie dynamických systémů existují dva typy stability – asymptotická a neutrální. Asymptotický stabilní systém se po narušení vrací k původnímu uzavřenému cyklu, neutrální stabilní systém nalézá po narušení novou rovnováhu, pohybuje se po novém uzavřeném cyklu. Rychlost návratu k uzavřenému cyklu je kvantifikována podílem narušení přetrvávajícím po jednom cyklu nazývaném vlastní hodnota (anglicky eigenvalue). Vlastní hodnota rovna 0.37 znamená, že po jednom cyklu je narušení redukováno na 37%. Po dalším cyklu je tato výchylka opět zmenšena na 37% a zůstává tedy jen 13.7% původního narušení. Pro neutrální stabilitu je vlastní hodnota rovna jedné, pro asymptotickou stabilitu je menší než jedna. Čím je vlastní hodnota menší, tím rychleji se systém vyrovnává s narušením. Nestabilní systém má vlastní hodnotu větší než jedna. (Full et al., 2002)

Full et al. (2002) navrhuje na základě analýzy stability dynamických modelů hypotézu o neurální kontrole stability, podle níž je nutné uplatňovat výraznější neurální kontrolu založenou na zpětné vazbě ve směrech, které jsou neutrálně stabilní nebo se v nich výchylky působením pasivní mechaniky vyrovnávají pomaleji. Naopak ve směrech s nízkou vlastní hodnotou by nadměrná kontrola založená na zpětné vazbě v důsledku nenulového časového intervalu potřebného k aplikaci zpětnovazebného mechanismu mohla vést k snížení stability.

### **3.6.2 Stabilita chůze a riziko pádu**

Chůze je jedna z nejčastějších dynamických běžných denních aktivit a její nestabilita je hlavním rizikovým faktorem pádů zejména u geriatrických pacientů (Hamacher et al., 2011)

Berg et al. (1997) zkoumali náhodné pády u 96 subjektů starších 60 let v průběhu jednoho roku. Uklouznutí nebo klopýtnutí bylo příčinou 59% pádů. K pádům došlo zpravidla během chůze a byly většinou přičítány přílišnému spěchu při chůzi.

Pro dosažení dostatečné účinnosti preventivních opatření je důležitá identifikace jedinců, kteří inklinují k pádům v důsledku nestabilní chůze. V současnosti existuje několik metod hodnotících stabilitu chůze, z nichž každá má své kladné i záporné stránky. Pravděpodobnost pádu je závislá nejen na vlastnostech jedince, ale i na

vnějších okolnostech, zejména typu a velikosti narušení chůze vyskytujících se během dne. V klinických podmínkách se posuzuje jen první faktor, stabilita chůze se v tomto kontextu hodnotí jako schopnost chůze bez pádu za daných vnějších podmínek. Stabilní chůze pro tyto účely se definuje jako chůze, která navzdory narušení nevede k pádu.

Bruijn et al. (2013) stanovují tři základní kritéria stabilní chůze:

- schopnost tlumení malých narušení vyskytujících se během každého kroku
- schopnost vyrovnání větších narušení, která již vyžadují změnu chování
- největší zvládnutelné narušení chůze je menší než narušení, se kterými se jedinec setkává

Tyto tři dovednosti mohou být navzájem nezávislé, což by znamenalo, že pro předpověď pravděpodobnosti pádu je zapotřebí zhodnotit všechny tři. Některé subjekty například věnují značné úsilí tlumení malých narušení, možným důvodem je neschopnost redukce významnějších výchylek (např. v důsledku snížené svalové síly). Pokud by totiž malá narušení nebyla potlačena, v průběhu času by se stále více zvětšovala. Tito jedinci by se v rámci posuzování stability chůze při malých výchylkách mohli jevit jako velmi stabilní. Někteří lidé naopak nepotřebují tlumit malé výchylky, protože jsou schopni kontrolovat i velká narušení (Stergiou & Decker, 2011). Další mohou zvládat malá i velká narušení, avšak velká narušení jen do určité míry, např. v důsledku omezeného rozsahu pohybu v kloubu redukujícího odpověď na narušení (Bruijn et al., 2013). Dosud není známo, jaký je vztah těchto tří kritérií a jak každé z nich přispívá k reálné pravděpodobnosti pádu. Pokud by senzitivita a specifita měřítka jednoho z aspektů stability chůze byla vysoká a druhý a třetí aspekt by ničím nepřispíval, mohli bychom se zabývat pouze prvním kritériem. Kdyby však zahrnutí druhého a třetího aspektu zvýšilo senzitivitu a specifitu, bylo by opodstatněné hodnotit i tyto aspekty.

Stabilita chůze je nicméně jen jedním z faktorů určujících pravděpodobnost pádu (Stergiou & Decker, 2011). V současnosti známe asi 400 rizikových faktorů pádů, které klasifikujeme jako vnější, vnitřní (personální) a spojené s úkolem. Vnější faktory zahrnují osvětlení, sklon a vlastnosti povrchu, překážky, přítomnost opor a vnější narušení. Pod faktory spojené s úkolem řadíme složitost a rychlost úkolu, nástup

únavy během provádění úkolu, tvar a tíhu břemene atd. Personální faktory reflektují individuální rozdíly, mezi jinými věk a pohlaví, svalovou sílu, reakční čas, ostrost vidění, užívání drog a léků, habituální fyzickou aktivitu, psychický stav, kognitivní schopnosti a ortopedické problémy. Historie pádů a zhoršená stabilita a mobilita mohou být pokládány za rizikové faktory vyšší úrovně v důsledku jejich provázanosti s vnitřními i vnějšími faktory. Vnější faktory obecně nemohou být kontrolovány, zahrnovány ani testovány v klinických studiích. Zhoršená stabilita, mobilita a svalová slabost oproti tomu kvantifikovány být mohou (Hamacher et al., 2011).

Testy funkční mobility (např. Bergova balanční škála, Timed Up and Go, Performance Oriented Mobility Assessment) jsou populární v klinické praxi, ale obecně neposkytují kvantitativní posouzení stability chůze nebo rizika pádu (Myers, 2003). Objektivní, cenově dostupné a klinicky aplikovatelné metody s vysokou senzitivitou a specifitou jsou klíčové pro posouzení stability chůze jako důležité a nezbytné podmínky pro chůzi bez pádu. Navzdory velkému počtu studií věnovaných této problematice stále neexistuje obecně přijatelný způsob kvantifikace dynamické stability lidské lokomoce (Bruijn et al., 2013).

Abychom mohli určitou metodu používat pro hodnocení stability chůze nebo pravděpodobnosti pádu, je potřeba, aby měla dostatečnou validitu. Bruijn et al. (2013) rozlišuje čtyři úrovně validity.

- (1) Konstrukční validita určuje, zdali parametr stability může na základě jeho definice korelovat s pravděpodobností pádu.
- (2) Prediktivní validita pro nejjednodušší případy stanovuje, zdali parametr předpovídá pravděpodobnost pádu u velmi jednoduchých modelů chůze. Pokud se podaří prokázat, že určitá metoda hodnocení stability funguje pro velmi jednoduché modely, je pravděpodobněji, že ji budeme moci použít v mnohem složitějším případě reálné lidské chůze.
- (3) Konvergentní validita v experimentálních studiích vyjadřuje, nakolik je daný parametr senzitivní k experimentálně navozenému zhoršení stability.
- (4) Prediktivní validita pro reálnou situaci zachycuje korelaci parametru se skutečnou četností pádů zjišťovanou prospektivně nebo retrospektivně.

	Konstrukční validita	Prediktivní validita u modelů	Konvergentní validita	Prediktivní validita pro reálnou situaci
Maximální Lyapunovův exponent (do 1 kroku)	+	+	+	+
Maximální Lyapunovův exponent (do 4-10 kroků)	O	-	-	-
Maximální Floquetův koeficient	+	-	-	+
Kinematická variabilita	O	+	+	+
Dlouhodobé korelace	O	O	-	+
Extrapolace těžiště	+	+	-	O
Stabilizující síla	+	O	O	O
Odhad umístění nohy	+	+	O	O

**Tabulka 1. Validita pro různé parametry stability chůze**

(údaje převzaty z Bruijn et al., 2013)

- + parametr má dostatečnou validitu příslušné úrovně
- parametr není na této úrovni validní
- O údaje o validitě se rozcházejí nebo chybějí

Z tabulky 1 vidíme, že dle Bruijn et al. (2013) má současně konvergentní validitu a prediktivní validitu ve výzkumných studiích maximální Lyapunovův exponent počítaný jako rychlost divergence do jednoho kroku a kinematická variabilita. Následující text se proto bude věnovat podrobnějšímu rozboru těchto ukazatelů stability chůze a harmonickému poměru, který Bruijn et al. (2013) do svého přehledu nezahrnul. Budou zmíněny též ukazatele odvozené z biomechaniky chůze, kterým sice schází konvergentní validita a prediktivní validita pro reálnou situaci, ale poskytují další didakticky použitelný pohled na stabilitu chůze.

### 3.6.3 Maximální Lyapunovův exponent

Okolo roku 1995 se některé z nástrojů vyvinuté pro zkoumání stability chování dynamických systémů začaly používat pro testování stability chůze (Bruijn et al., 2013). Z teorie dynamických systémů byl odvozen maximální Lyapunovův exponent (pojmenovaný po ruském matematikovi, zakladateli teorie stability dynamických systémů), Floquetův koeficient, parametry variability a dlouhodobé korelace. Tyto parametry odrážejí schopnost překonávat menší narušení, při kterých není zapotřebí změny chování, a jsou vyhodnocovány z ustáleného vzorce chůze (Bruijn et al., 2013).

Dingwell et al. (2000) jako první použili maximální Lyapunovův exponent, který od té doby získává stále větší popularitu. Maximální Lyapunovův exponent kvantifikuje senzitivitu systému na malé výchylky, počítá se z logaritmu rychlosti divergence malých výchylek systému, nejčastěji z hodnot rychlosti nebo zrychlení. Většina studií kvantifikuje maximální Lyapunovův exponent ve dvou oblastech – do délky trvání jednoho kroku a od čtyř do deseti kroků. Maximální Lyapunovův exponent počítaný jako rychlost divergence do jednoho kroku má dostatečnou konvergentní i prediktivní validitu, maximální Lyapunovův exponent hodnocený z dat mezi čtvrtým až desátým krokem nevykazuje dostatečnou konvergentní ani prediktivní validitu (Bruijn et al., 2013). Pozitivní exponent indikuje lokální dynamickou nestabilitu, čím je exponent vyšší, tím větší je senzitivita na narušení. Negativní hodnoty exponentu detekují lokální dynamickou stabilitu (Sloot et al., 2011).

Sloot et al. (2011) se pokoušel vyvinout metodu kvantifikace maximálního Lyapunova exponentu aplikovatelnou v klinických podmínkách. Zjistil, že je možné exponent určovat z kratších, vícekrát opakovaných sérií sedmi kroků. Měření lze navíc uskutečnit pomocí jednoho inerciálního senzoru, jehož výsledky nemusí být vztaženy ke globálnímu souřadnicovému systému.

Bruijn et al. (2013) uvádí, že Lyapunovův exponent a kinematická variabilita mají dostatečnou konvergentní i prediktivní validitu. Pro výpočet variability a maximálního Lyapunova exponentu je nutné, aby data byla stacionární, tj. aby se neměnily jejich statistické vlastnosti jako průměr a směrodatná odchylka.



### 3.6.4 Variabilita

Variabilita je lidskému pohybu vlastní. Je popisována jako normální variace vyskytující se během vícenásobného opakování pohybu (Stergiou et al., 2006). Pokud člověk dvakrát opakuje stejný pohyb, nejsou tyto dva děje nikdy zcela totožné (Stergiou & Decker, 2011). Variabilita je vlastní všem biologickým systémům a lze ji snadno pozorovat. Bernstein (1990) používal výraz „opakování bez opakování“, což vyjadřuje, že každé opakování pohybu obsahuje jedinečné a neopakovatelné nervové a motorické vzorce.

Současné studie ukazují, že variabilita chůze může poskytnout přesnější informace o stabilitě chůze než rutinně používané časoprostorové charakteristiky, např. průměrná rychlost chůze nebo délka a trvání kroku (Lord et al., 2011). Variabilita chůze byla dříve považována pouze za důsledek instrumentálního a fyziologického šumu a šumu spojeného s úkolem a okolím. Nyní se domníváme, že variabilita chůze odráží i vlastnosti neurální kontroly pohybu s prokázanou senzitivitou na patologické vlivy a procesy stárnutí (Brujin et al., 2013).

Zdroje variability klasifikujeme jako vnější, způsobené externími faktory, nebo vnitřní, související především se stavem muskuloskeletální a nervové soustavy. Vnitřní variabilitu můžeme dále rozdělit podle toho, zda je výsledkem přirozených fluktuací, fyziologického stárnutí nebo patologických procesů. Přirozená variabilita může být působením patologických jevů ovlivňujících chůzi změněna. Například svalová spasticita zvětšuje variabilitu kinematických a časoprostorových parametrů (Chau et al., 2005).

Pokud budou korekce narušení méně efektivní, variabilita při dané úrovni narušení zpravidla vzroste. Zvýšená variabilita může vést k posunu dynamického stavu blíže k hranici stability a v tomto kontextu může být klasifikována jako nepřímý ukazatel stability chůze (Hamacher et al., 2011). Vzestup variability určitých parametrů však může být důsledkem redundance muskuloskeletálního systému a neimplikuje nutně destabilizaci pohybu (Brujin et al., 2013). V některých případech nemusí být stupeň variability hlavním prvkem určujícím stabilitu chůze. Uvažujme například dva jedince s identickou antropometrií a variabilitou šířky kroku, ale

podstatně rozdílnou samotnou šířkou kroku. Jedinec s menší šířkou kroku bude mít větší pravděpodobnost ztráty kontroly těžiště vzhledem k BOS a variabilita šířky kroku v tomto případě nedostačuje pro účely porovnání stability obou subjektů (Bruijn et al., 2013). Pokud by se však variabilita normalizovala na šířku kroku, rozdíl by se ukázal.

Variabilita je nejpůvodnějším parametrem popisujícím stabilitu chůze, což je zřejmě dáno poměrnou jednoduchostí jejího výpočtu vycházejícího ze statistických metod. Navíc variabilita je jedním z mála parametrů s prokazatelnou prediktivní validitou. Z experimentů vyplývá, že pokud budeme měřit variabilitu proměnné, která je pro stabilitu chůze podstatná, potom po zjištění zvýšených hodnot variability můžeme usuzovat na sníženou stabilitu chůze a s ní spojenou vyšší pravděpodobnost pádu (Bruijn et al., 2013).

Měření variability chůze dokáže rozlišit mezi staršími lidmi s nebo bez motorického deficitu, s normálními a sníženými kognitivními schopnostmi, identifikuje jemné patologie chůze nezachytitelné běžně hodnocenými časoprostorovými charakteristikami chůze. Variabilita chůze se též zvyšuje při pevně stanovené rychlosti chůze lišící se od rychlosti zvolené subjektem a při chůzi se současným úkolem zaměstnávajícím kognitivní schopnosti, což souvisí s účastí kognitivní kontroly při lokomoci.

Pro zhodnocení variability chůze jsou voleny různé parametry, nejčastěji délka a šířka kroku, trvání kroku, fáze dvojí opory a švihové fáze, rychlost kroku. Variabilita trvání kroku souvisí spíše se schopností generovat konzistentní rytmus chůze, variabilita šířky kroku a doby trvání fáze dvojí opory s kontrolou dynamické stability. Tomu odpovídá i předpoklad rozdílných nervových mechanismů řídících rytmicitu a posturální kontrolu.

Variabilita může být posuzována zvlášť pro pravou a levou dolní končetinu, což poskytuje možnost posouzení asymetrie variability chůze.

Variabilita se kvantifikuje výpočtem směrodatné odchylky nebo variačního koeficientu. Směrodatná odchylka je definována jako kvadratický průměr odchylek hodnot znaku od jejich aritmetického průměru, variační koeficient jako podíl směrodatné odchylky a absolutní hodnoty ze střední hodnoty. Výhodou variačního

koeficientu je jeho bezrozměrnost, díky níž je snadné jeho porovnání mezi různými studii (Lord et al., 2011). Chau et al. (2005) navrhuje použít místo směrodatné odchylky nebo variačního koeficientu medián absolutní deviace, který je stabilnější.

### 3.6.5 Harmonický poměr

Harmonický poměr je parametr užívaný ke kvantifikaci charakteristik chůze (Menz et al., 2003a). Při zkoumání chůze se harmonický poměr získává většinou z hodnot zrychlení trupu v anteroposteriorním, vertikálním a mediolaterálním směru. Výpočet harmonického poměru vychází z Fourierovy transformace, která je aplikována zvláště na každý dvojkrok. Harmonický poměr je pro bifázické anteroposteriorní a vertikální zrychlení definován jako podíl součtu amplitud sudých harmonických vln k součtu amplitud lichých harmonických vln, pro monofázickou mediolaterální složku zrychlení je poměr převrácený. Harmonický poměr určuje harmonické složení zrychlení, větší hodnoty harmonického poměru odpovídají větší plynulosti chůze (Bellanca et al., 2013). Podle harmonického poměru lze rozlišit chůzi mladších a starších lidí (Kavanagh et al., 2005a), starších jedinců s vyšším rizikem pádu (Menz et al., 2013b) a chůzi lidí s Parkinsonovou nemocí (Latt et al., 2009). Byla prokázána konvergentní i prediktivní validita harmonického poměru (Bellanca et al., 2013).

Představa o tom, kterou vlastnost chůze harmonický poměr zachycuje, se mezi jednotlivými studii liší. Používají se termíny jako plynulost chůze, rytmicita a dynamická stabilita. Bellanca et al. (2013) na základě analýzy chůze s asymetrickým zatížením nohou usoudil, že harmonický poměr reprezentuje především symetrii chůze.

V současnosti se přikláníme k názoru, že kinematická data týkající se trupu jsou senzitivnější k rozdílům mezi např. mladými a staršími jedinci než data pro dolní končetiny a pánev. Tento názor je teoreticky podpořen tím, že prioritním cílem posturální kontroly při chůzi je pravděpodobně udržení stability trupu a hlavy (Bruijn et al., 2013).

### 3.6.6 Ukazatele stability odvozené z biomechaniky

V této kapitole se vychází z modelu obráceného kyvadla, který je často používán pro studium stability ve stoje. U obráceného kyvadla je pro zachování stability potřeba kontrolovat COM tak, aby zůstávalo nad BOS. Protože chůze není statická, tento model pro ni neplatí a musí být rozšířen tak, aby bral v potaz změnu polohy COM a BOS. V současné literatuře je několik metod upravujících model pro analýzu dynamické stability chůze. Všechny vyžadují určení polohy COM a BOS pomocí měření nebo výpočtem. Zde budou diskutovány tři ukazatele: limity stability, stabilizující a destabilizující síly a odhad umístění nohy.

#### Extrapolace těžiště

Určení limit stability při chůzi vychází z konceptu extrapolace COM, který přidává k poloze COM lineární funkci rychlosti těžiště. Extrapolované těžiště může být využito k výpočtu prostorových i časových limit stability. Prostorová limita stability popisuje vzdálenost mezi extrapolovaným těžištěm a okrajem BOS, časová limita stability vyjadřuje čas, za který bez intervence extrapolované těžiště přesáhne BOS.

Limity stability určují, jak daleko má obrácené kyvadlo k pádu, pokud je dána poloha a rychlost COM a poloha BOS. Ačkoliv lidská chůze může být částečně zjednodušena na model obráceného kyvadla, je zřejmé, že nezachycuje například roli paží a trupu při udržování rovnováhy. V případě, že extrapolované těžiště přesáhne hranice BOS, je žádoucí, aby se systém přestal chovat jako obrácené kyvadlo a zapůsobil tak, aby nedošlo k pádu. Použití modelu obráceného kyvadla může tedy identifikovat okamžik, kdy je potřeba zahájit adaptační akce nutné k zachování dynamické rovnováhy.

Hof (2008) ukázal, že pro stabilní chůzi je potřeba nohu položit laterálně a posteriorně vzhledem k extrapolovanému těžišti. Narušení rovnováhy může být kompenzováno změnou umístění nohy.

Koncept extrapolace těžiště může být aplikován na anteroposteriorní i mediolaterální stabilitu. Při analýze anteroposteriorní stability budou prostorová i časová limita stability nabývat záporných hodnot, což znamená, že chůze nemůže být během právě probíhajícího kroku zastavena. Tyto parametry mohou být použity

jako ukazatel toho, jak obtížné je zastavit chůzi během jednoho kroku. Budou zde však působit i další faktory jako maximální dosažitelná rychlost švihové nohy, vzdálenost švihové nohy od země atd., což snižuje hodnotu konceptu extrapolace těžiště pro využití při studiu anteroposteriorní stability (Bruijn et al., 2013).

### **Stabilizující a destabilizující síly**

Duclos et al. (2009) vytvořil koncept stabilizujících a destabilizujících sil. Jeho cílem je kvantifikovat stabilizující sílu potřebnou k zastavení pohybu COP ve směru okraje BOS a destabilizující sílu nutnou k vychýlení COP za hranice BOS při zanedbání okamžité rychlosti COP. Z těchto dvou sil se počítá poměr stability jako podíl destabilizující a stabilizující síly. Nízký poměr napovídá, že je snadné vychýlit tělo ze stabilní polohy a naopak je zapotřebí velké síly k prevenci pádu. Poměr stability je hodnocen pro každý okamžik. Duclos et al. (2009) počítá jeho průměr ve fázi stoje na jedné noze, v principu je možné určovat jeho průměr v jakékoliv zvolené fázi krokového cyklu.

Při výpočtu destabilizující síly se nebere v úvahu rychlost a zrychlení probíhajícího pohybu. Bruijn et al. (2013) tuto skutečnost považuje za příliš velké zjednodušení.

Stabilizující síla může být podle Bruijn et al. (2013) použita pro stanovení síly nutné k stabilizaci COM nad BOS. V kombinaci s předpovědí maximální možné síly pomáhá určit okamžik, kdy síla potřebná ke stabilizaci překročí sílu, kterou lze vyvinout, a je potřeba změna BOS. V tomto smyslu je stabilizující síla měřítkem limit stability stejně jako extrapolace COM. Při chůzi však princip stabilizující síly může být využit pouze pro studium mediolaterální stability, neboť v anteroposteriorním směru se COM nalézá mimo hranice BOS během každého kroku.

### **Odhad umístění nohy**

Odhad umístění nohy je parametr vyvinutý v nedávné době (Bruijn et al., 2013). Je založen na předpokladu zachování momentu hybnosti při přenosu váhy z jedné nohy na druhou. Odhaduje se způsob umístění nohy takový, aby celková energie systému byla rovna jeho maximální potenciální energii. To znamená, že v okamžiku,

kdy je potenciální energie na maximu, je kinetická energie a tedy i rychlost těžiště nulová. Z momentu hybnosti a z momentu setrvačnosti těla se vypočítá úhel, ve kterém je nutné nohu umístit, aby byly splněny předchozí požadavky. Z tohoto úhlu se potom určí souřadnice požadovaného umístění nohy. Pokud je švihová noha umístěna před tento bod, je možné zastavit chůzi bez aktivního brždění ve stejné fázi. Pokud je umístěna za tento bod, je k zastavení zapotřebí více kroků. Rozdíl mezi odhadem a skutečným umístěním nohy tak popisuje stabilitu chůze (Bruijn et al., 2013).

## 4 HODNOCENÍ VLIVU ZVÝŠENÝCH NÁROKŮ NA STABILIZACI HLAVY A SENZORICKÉ STIMULACE PLOSKY NOHY

### 4.1 Cíl práce

Cílem práce bylo zjistit, jakým způsobem se bude měnit vzorec chůze v reakci na zdůraznění požadavků na stabilizaci hlavy realizované nesením předmětu na hlavě a na sensorickou stimulaci planty. Změna chůzového projevu byla kvantifikována prostřednictvím časoprostorových parametrů chůze.

### 4.2 Hypotézy práce

Strategie adaptace na situaci s potřebou větší stabilizace hlavy bude zahrnovat zúžení kroku a snížení rychlosti chůze, zejména vlivem zkrácení kroku.

Šířka kroku se bude zvětšovat úměrně jeho délce.

### 4.3 Charakteristika probandů

Experimentu se účastnilo celkem 5 probandů, 4 ženy a 1 muž. Věkové rozpětí probandů bylo 20 až 28 let. U nikoho z nich se neprojevovalo závažné akutní ani chronické onemocnění. Antropometrické údaje jsou uvedeny v tabulce 2.

	Subjekt 1	Subjekt 2	Subjekt 3	Subjekt 4	Subjekt 5
Výška [cm]	174	173	158	183	164
Váha [kg]	64	57	55	95	56

**Tabulka 2. Tělesná výška a váha probandů**

### 4.4 Měřicí zařízení a měřené veličiny

Měření probíhalo na chůzové plošině Zebris. Senzory zabudované v plošině umožňují určit rozložení síly pod chodidly při stoje i pohybu. Měření jsou vyhodnocena

přístrojovým softwarem, přehled výsledků přímo poskytuje údaje o kadenci, délce kroku a rychlosti chůze. Kadencí se rozumí počet dvojkroků za minutu. Šířka kroku byla určována jako vzdálenost nejkrajnějších poloh COP ve směru kolmém na směr chůze. Parametry chůze byly vyhodnocovány z minimálního počtu 8 přejití plošiny. Rozměry chůzové plošiny jsou 218 x 62 cm. Před plošinou resp. za plošinou byla volná vzdálenost 2m, na které bylo možno začít resp. ukončit chůzi.

#### 4.5 Průběh měření

Cílem bylo zjistit, jakým způsobem se bude optimalizovat chůze v různých situacích. Bylo proto doporučeno, aby chůze byla pokud možno přirozená a pohodlná. Probandi před každým měřením několikrát přešli plošinu bez měření pro ustálení pohybového vzorce.

Nejprve bylo provedeno referenční měření při chůzi pro probanda nejpohodlnější. Další cyklus měření se týkal chůze s knihou na hlavě, poté byla opět zhodnocena normální chůze bez omezení. Po pětiminutové stimulaci planty a mobilizaci metatarsofalangeálních kloubů nohy byla opět změřena chůze přirozenou rychlostí.

#### 4.6 Výsledky měření

Hodnoty parametrů chůze při referenčním měření pro jednotlivé probandy jsou uvedeny v tabulce 3.

	Subjekt 1	Subjekt 2	Subjekt 3	Subjekt 4	Subjekt 5
Délka dvojkroku [cm]	128	130	110	135	140
Kadence [1/min]	57	49	57	53	53
Rychlost [cm/s]	122	107	104	120	123
Šířka kroku [cm] (směrodatná odchylka)	14,7 (1,2)	13,3 (2,7)	11,8 (2,0)	13,8 (2,5)	10,2 (1,6)

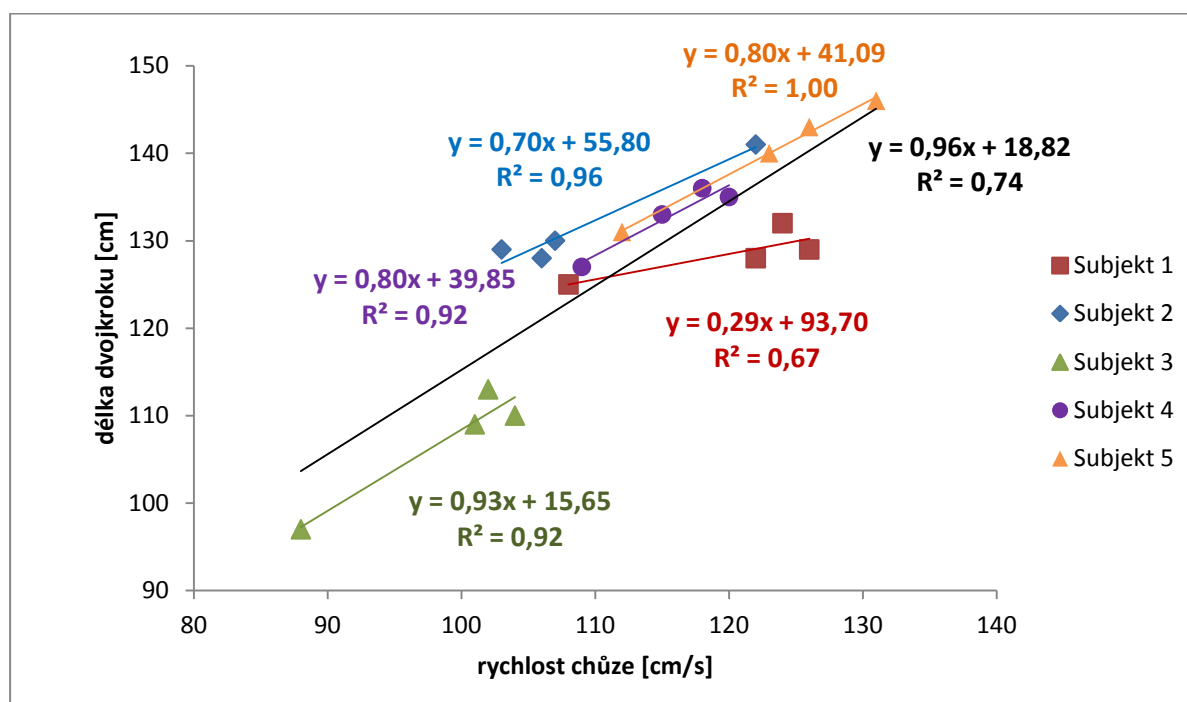
**Tabulka 3. Referenční hodnoty časoprostorových parametrů chůze pro jednotlivé subjekty**



Další naměřené hodnoty jsou zachyceny v grafech (viz obrázky 8-12). Na obrázcích 8 a 9 jsou znázorněny absolutní hodnoty parametrů chůze, graficky jsou rozlišeny hodnoty pro jednotlivé subjekty. Obrázky 10 až 13 zobrazují procentuální změny parametrů chůze za různých situací oproti referenčním hodnotám.

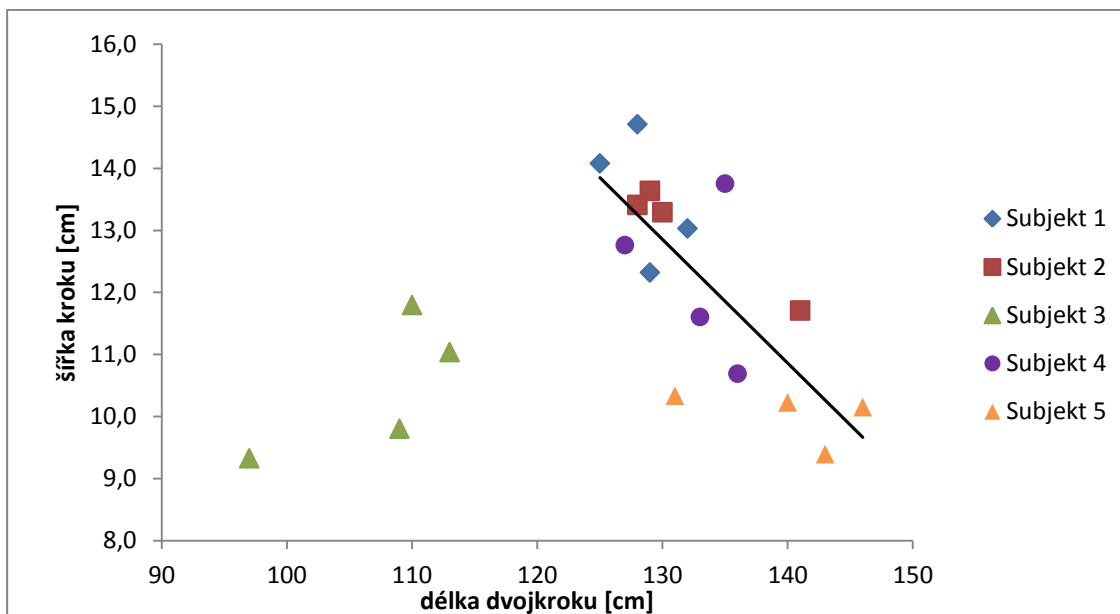
Na obrázku 8 vidíme, že se zvětšující se rychlostí má délka kroku tendenci se zvyšovat. Koeficient determinace lineární regrese pro všechny subjekty je 0,74. Koeficient determinace pro jednotlivé subjekty je ve všech případech kromě subjektu 1 větší než 0,9. Směrnice regresní přímky spadá u všech subjektů vyjma subjektu 1 do intervalu 0,7 až 1,0.

Obrázek 9 ukazuje trend šířky kroku ke snižování při rostoucí délce kroku. Pouze u subjektu 3 jeví závislost opačnou tendenci. Subjekt 3 má také oproti ostatním subjektům významně kratší krok.



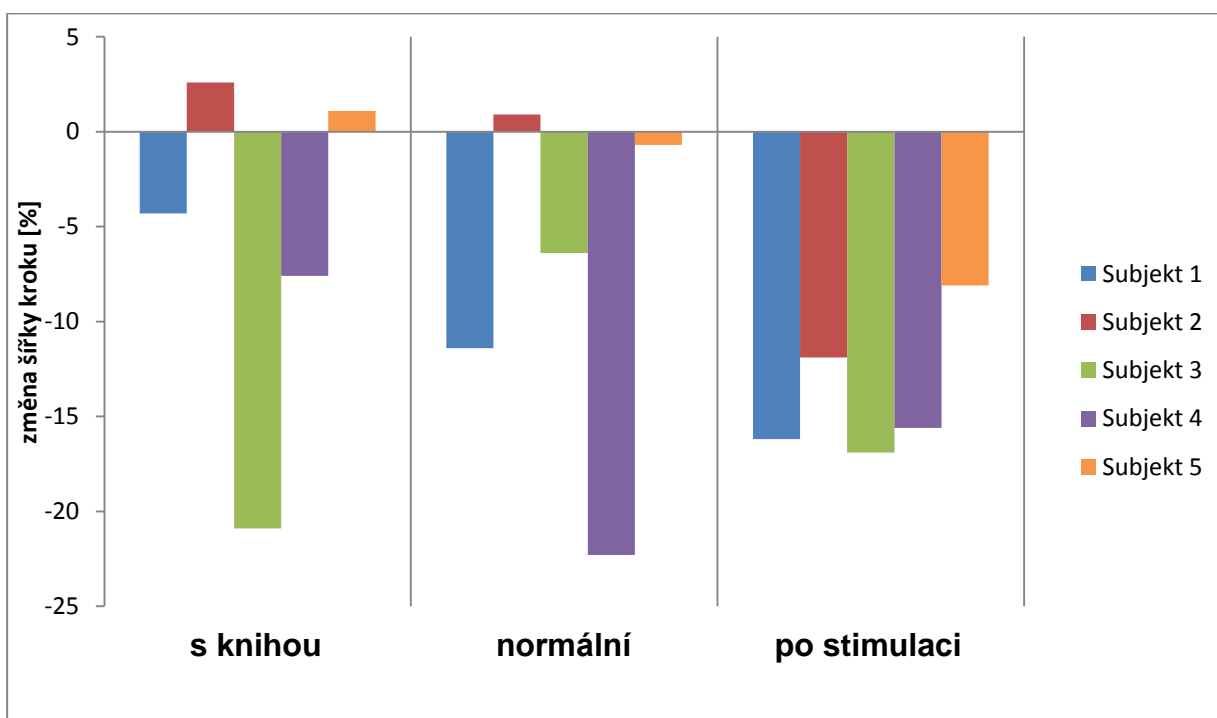
**Obrázek 8. Závislost délky dvojkroku na rychlosti chůze**

Zahrnuta jsou všechna měření včetně referenčního. Lineární regrese byla provedena pro všechny body (černá barva) a pro každý subjekt zvlášť. V grafu je uveden koeficient determinace a rovnice vyrovnávací přímky pro všechny subjekty (černá barva) a pro každý subjekt zvlášť (odlišeno barevně)



**Obrázek 9. Závislost šířky kroku na délce dvojkroku**

Zahrnuta jsou všechna měření včetně referenčního. Trend (černá přímka) je naznačen pro všechny subjekty s vynecháním subjektu 3.

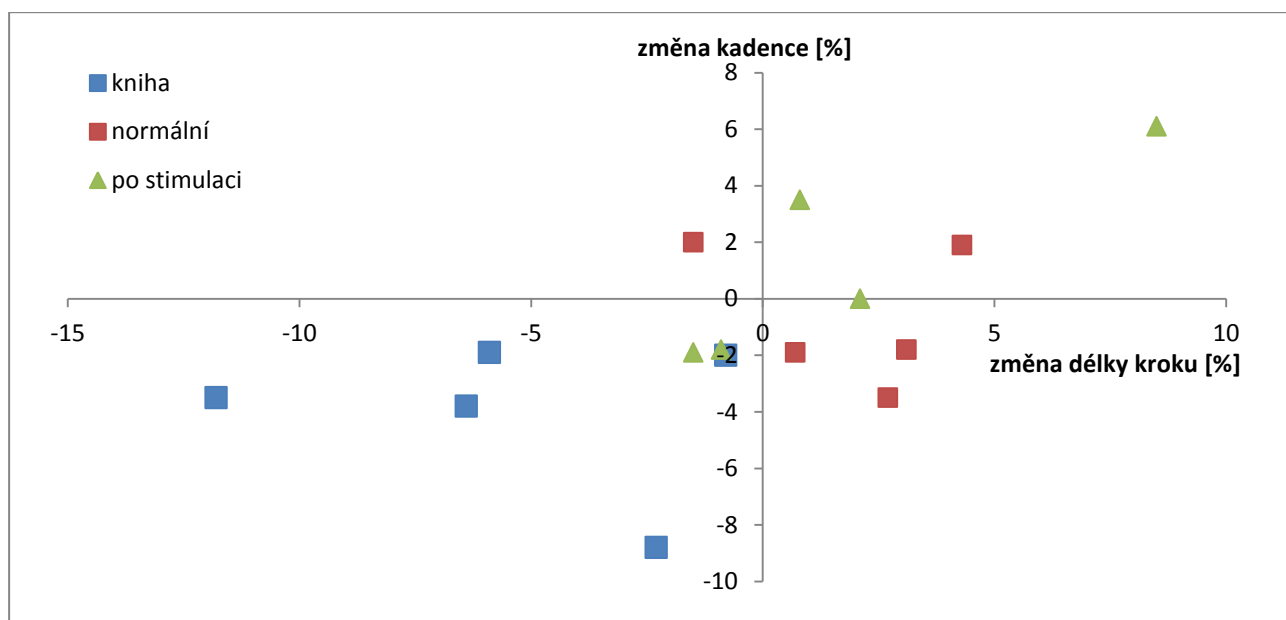


**Obrázek 10. Změna šířky kroku oproti referenčním hodnotám**

ve třech situacích: při chůzi s knihou na hlavě, normální chůzi, které předcházela chůze s knihou na hlavě a normální chůzi po stimulaci planty pro jednotlivé subjekty.

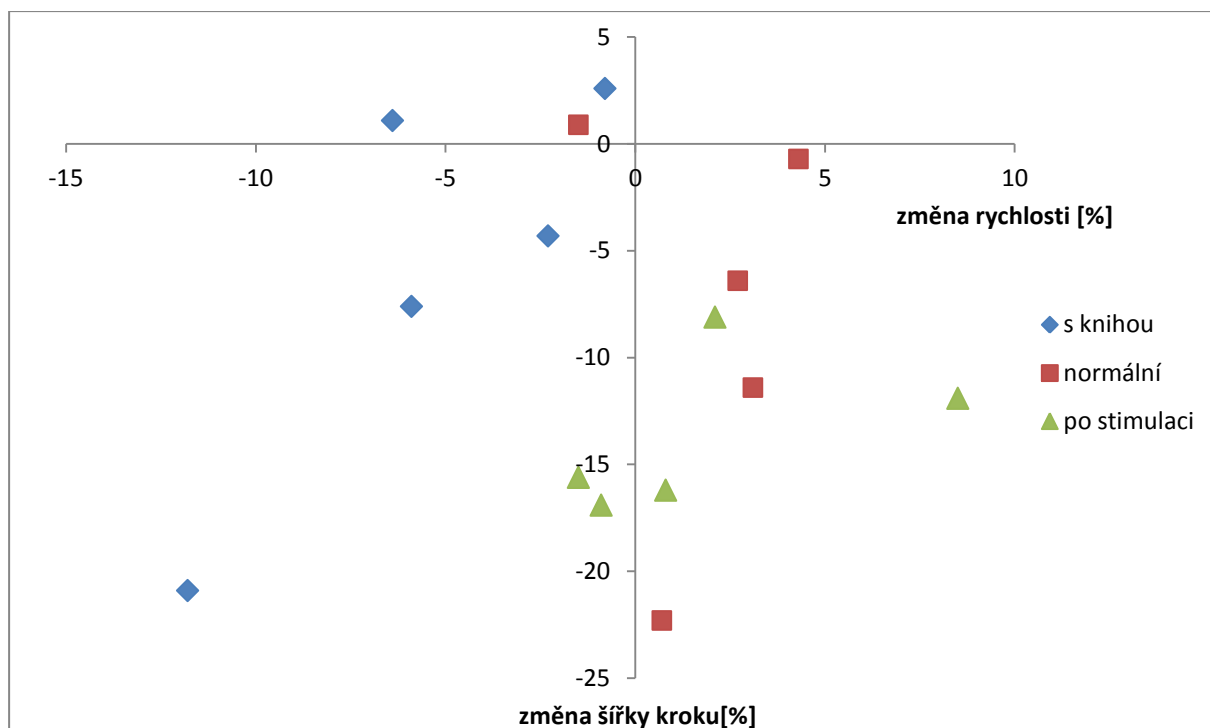
Z obrázku 10 vyplývá, že při chůzi s knihou na hlavě se u dvou subjektů šířka kroku vůči referenčním hodnotám zvýšila, u tří snížila, u subjektu 3 šlo o velkou změnu (o 20,9%). Při následující normální chůzi se šířka chůze oproti chůzi s knihou na hlavě u všech subjektů kromě subjektu 3 opět snížila, u subjektů 1 a 4 výrazně (o 6,1% a 14,7% z referenční hodnoty). Po provedení stimulace planty se u všech subjektů kromě subjektu 4 šířka kroku oproti předchozímu měření snížila. Šířka kroků po stimulaci byla v porovnání s referenčním měřením menší u všech subjektů. Subjekt 3 dosáhl minimální šířky kroku při chůzi s knihou na hlavě, subjekt 4 při následující chůzi a ostatní subjekty při závěrečné chůzi po stimulaci plošky nohy.

Z obrázku 11 vidíme, že kadence i délka kroku se při chůzi s knihou na hlavě u všech subjektů snížila. Poměr snížení kadence a délky kroku se individuálně liší, jeden subjekt snížil oba parametry jen velmi málo, u dalšího subjektu se výrazně zkrátil především krok a u jiného hlavně kadence. U dalších měření byla kadence proti referenčním hodnotám většinou vyšší. Kromě jednoho bodu však u nich změna kadence ani délky kroku nepřesáhla 5%.



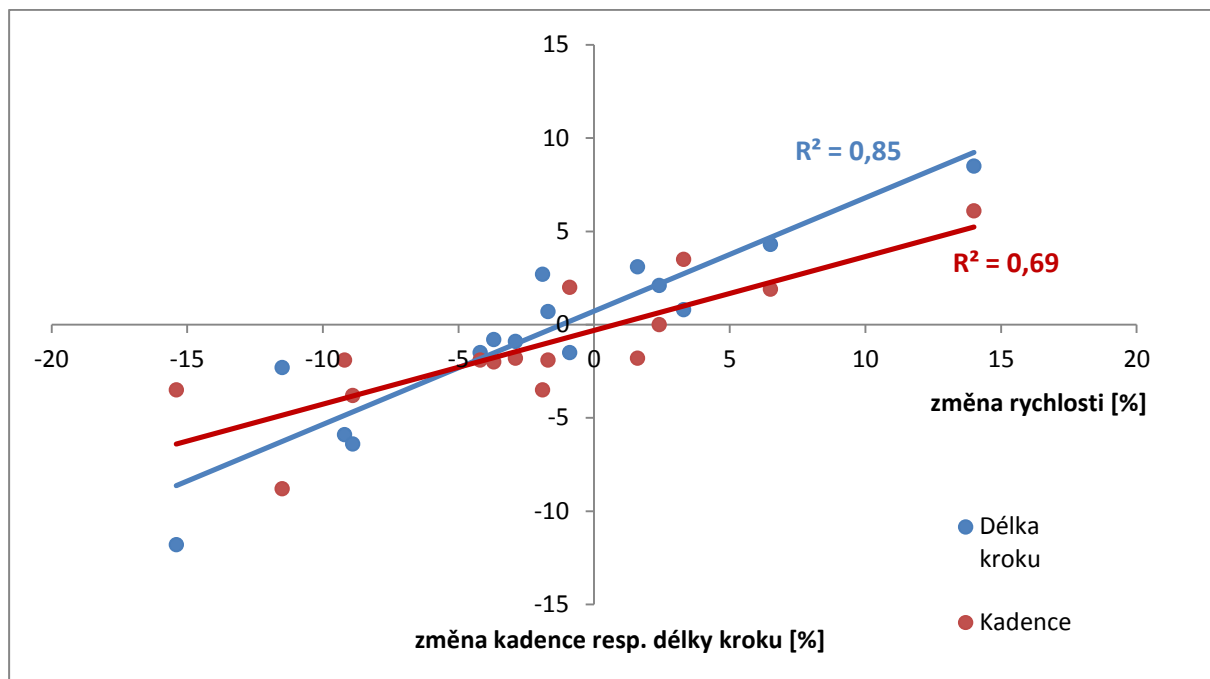
**Obrázek 11. Závislost změny kadence na změně délky kroku**

ve třech situacích: při chůzi s knihou na hlavě, normální chůzi, které předcházela chůze s knihou na hlavě a normální chůzi po stimulaci planty. Změny jsou hodnoceny vzhledem k referenčnímu měření.



**Obrázek 12. Závislost změny šířky kroku na změně rychlosti** ve třech situacích: při chůzi s knihou na hlavě, normální chůzi, které předcházela chůze s knihou na hlavě a normální chůzi po stimulaci planty. Změny jsou hodnoceny vzhledem k referenčnímu měření.

Šířka kroku se u většiny měření vzhledem k měření referenčnímu zúžila, v průměru nejvíce u chůze po stimulaci planty (obrázek 12).



**Obrázek 13. Závislost změny kadence a délky kroku na změně rychlosti** ve třech situacích: při chůzi s knihou na hlavě, normální chůzi, které předcházela chůze s knihou na hlavě a normální chůzi po stimulaci planty. Změny jsou hodnoceny vzhledem k referenčnímu měření.

Na obrázku 13 můžeme porovnat změnu kadence a délky kroku při změně rychlosti. Délka kroku se mění výrazněji než kadence a podílí se tedy významněji na vzrůstu rychlosti chůze.

## 5 DISKUZE

Způsob, jakým se pohybové stereotypy vytváří, není zcela vyjasněn. Je však zřejmé, že se na tom podílejí jak vrozené vlastnosti vývojem procházející nervové soustavy a muskuloskeletálního systému, tak proces učení, v jehož průběhu se ustalují pohybové vzory na základě vzájemného ovlivňování vlastností jedince, vlastností vnějšího prostředí a cílů, kterých chce jedinec pohybem dosáhnout.

Konkrétní pohybový projev v určitém časovém okamžiku je výsledkem fylogeneze, ontogeneze a okamžitého stavu muskuloskeletálního systému, nervového systému a psychického naladění a stavu podpůrných a senzorických systémů.

Tělesné struktury, které umožňují chůzi, jsou výsledkem fylogeneze trvajících miliony let. Každý další vývoj v průběhu evoluce navazuje na stav vytvořený během vývoje předcházejícího. Ve způsobu, jakým nyní chodíme, se odráží jak vlnivý pohyb našich prapředků plavajících v prvohorních oceánech, tak kvadrupedální lokomoce prvních savců v období triasu. Tvar a funkce našeho těla mají přísnou vnitřní logiku, podoba každého detailu je výsledkem hledání ideálního řešení v podmínkách daných životem na Zemi.

Během ontogeneze se na vytváření stereotypu chůze podílí vrozené dispozice a vnější prostředí, od prostředí v děloze, přes druh podnětů a příležitost k pohybu v počátečním období vývoje, až po pohybový režim v pozdějších fázích života. Člověk má tendenci k bezděčnému napodobování chůze blízkých osob nebo osob, které jedinec považuje za vzor. Stereotyp chůze je proto ovlivněn též kulturou pohybu příslušnou dané době, lokalitě a demografické skupině.

Motorický projev je výsledkem interakce vlivů prostředí, mechanického systému (kostí a vazů), efektorů (svalů) a nervového systému. Nečekané mechanické narušení rovnováhy je absorbováno v několika kontrolních úrovních. Při reakci na vnější narušení rovnováhy je výchylka tlumena a usměrněna mechanickým systémem a reflexy založenými na vnitřních vlastnostech svalů, potom nastupují reflexní reakce zprostředkované míšními strukturami, posturální synergie řízené pravděpodobně signály z prodloužené míchy, mozečku a bazálních ganglií a nakonec se zapojí řízení mozkovou kůrou. Reakce zprostředkované reflexy a

reflexy mají sice mnohem menší latenci než reakce spouštěné příkazy ze supraspinálních center, ale jsou z vyšších center ovlivňovány pomocí feedforward mechanismů. Vyšší centra tak určují asi o 200 ms dříve způsob, jakým bude reagovat sval s nulovou latencí v případě preflexů a latencí přibližně 50 ms v případě reflexů (Latash, 2008).

Vzorec chůze v určitém časovém okamžiku můžeme považovat za výsledek optimalizace založené na vlastnostech tělesných struktur a nervového systému interagujících v daném vnějším prostředí. Stav nervového systému je ovlivněn též psychickým naladěním. Vzorec chůze lze kvantifikovat měřením časoprostorových parametrů chůze.

V klinické praxi jsou tyto parametry často dávány do souvislosti s dynamickou stabilitou pacienta. Jejich správná interpretace v rámci problematiky stability chůze však dosud nebyla nalezena. Retrospektivní studie ukazují, že jedinci se zvýšenou tendencí k pádům mohou chodit kratšími (Richardson et al., 2005), delšími, širšími nebo rychlejšími (Pavol et al., 1999) kroky. Samotné zpomalení chůze má za následek zvýšení lokální stability (England & Granata, 2007; Dingwell & Marin, 2006), ale na druhou stranu je spojené se zvýšeným rizikem pádu (Luukinen et al., 1995). Pomalejší chůze také zvyšuje variabilitu pohybu (Dingwell & Marin, 2006), což může poukazovat na zvýšené riziko pádu. Brach et al. (2005) ukazují, že u starších lidí byla příliš velká nebo naopak příliš malá variabilita šířky kroku spojená s výskytem pádu v minulosti. Výsledky retrospektivních studií neumožňují jednoznačné porozumění vztahu časoprostorových parametrů chůze a rizika pádu.

Závěry prospektivních studií se též ne zcela shodují. Hausdorff et al. (2001) zjistili, že zvýšená variabilita trvání kroku byla spojena s pády u starších lidí. Podle Verghese et al. (2009) pomalá chůze se zvýšenou variabilitou délky kroku a trvání švihové fáze predikuje riziko pádů starších jedinců. U obou předchozích studií však může být zvýšená variabilita způsobena menší rychlostí chůze. DeMott et al. (2007) sledovali starší lidi s periferní neuropatií, u kterých se riziko pádu zvyšovalo se zvýšenou variabilitou trvání kroku při chůzi pouze po nerovném a nikoliv po rovném povrchu. Podle Paterson et al. (2011) časoprostorové parametry chůze ani jejich

variabilita nekoreluje s pravděpodobností pádů, pravděpodobnost pádu spojuje se stranovou asymetrií v délce trvání kroku.

McAndrew Young & Dingwell (2012) měnili volní kontrolou délku a šířku kroku. Změny variability, nelineární ukazatele stability (Floquetův koeficient a Lyapunovův exponent) a limity stability vykazovaly během různých vzorců chůze pouze slabou korelaci. Alternativní přístupy kvantifikující stabilitu chůze se tedy při stanovení míry stability chůze příliš neshodují.

Pro klinické účely se definuje stabilní chůze jako chůze, která navzdory narušení nevede k pádu (Bruijn et al., 2013). Prospektivní a retrospektivní studie se snaží najít parametry, které koreluje s pravděpodobností, že při chůzi k pádu dojde. Není však zcela zřejmé, zdali změna parametru souvisí s příčinou snížení stability nebo s adaptací na snížení stability. Když se sníží stabilita mladých osob aplikací neustálých narušení, bude se jejich chůze vyznačovat kratšími, širšími kroky s vyšší kadencí a zvýšenou variabilitou parametrů chůze i kinematiky trupu (McAndrew et al., 2010). Zde se tedy parametry chůze mění v kontextu optimalizace vzorce chůze na sníženou stabilitu. Pokud by se při změnách podmínek chůze neadaptovala a zachovával by se původní stereotyp, bylo by riziko pádu pravděpodobně vyšší než při změněném stereotypu. Je proto třeba rozlišovat, zdali změna parametrů chůze v reakci na terapii ve směru odpovídajícímu větší stabilitě chůze znamená to, že se podařilo skutečně ovlivnit příčiny snížené dynamické stability nebo zdali se pouze narušily adaptační mechanismy, což by mohlo paradoxně, navzdory příznivějším hodnotám ukazatelů stability, vést ke zvýšené pravděpodobnosti pádu.

Výhodou širšího kroku je zvětšení limit dynamické stability. Větší vzdálenost mezi COP a COM<sub>p</sub> ve směru kolmém na směr pohybu přispívá také k lepší manévrovatelnosti v tomto směru. Nevýhoda širšího kroku spočívá především ve větší výchylce COM v mediolaterálním směru a s ní spojené větší energetické náročnosti pohybu. Další nevýhodou je, že pokud je noha umístěna více laterálně, snižuje se při stejné úhlové výchylce nohy délka kroku. Podle Donelan et al. (2001) je šíře kroku zdola omezena tím, že se při velmi úzkém kroku zvyšuje energie spotřebovaná švihovou dolní končetinou, která se musí vyhybat stojné noze.



Domnívám se však, že spodní hranice šířky kroku je velkou měrou určována vyšší energií spotřebovanou při stabilizaci stejné nohy při velmi úzkém kroku. Při aplikaci vnější stabilizace pomocí elastických popruhů působících na tělo během chůze na pohyblivém chodníku u skupin mladých a starších osob se u obou skupin zúžil krok o 58%, snížila se variabilita šířky kroku a spotřeba energie se snížila o 16% (Dean et al., 2007). Při vnější stabilizaci, která neovlivní energii spotřebovanou švihovou nohou a zároveň sníží nároky na stabilizaci, se tedy významně zúžil krok, což podporuje hypotézu o výrazném vlivu energie spotřebované stabilizací stejné nohy při velmi úzkém kroku na omezení šířky kroku zdola.

Z biomechanických zákonitostí vyplývá závislost šířky chůze na délce kroku. Při delším kroku dochází k větší rotaci pánve vůči směru chůze. Průměty středů kyčelních kloubů do roviny kolmé ke směru chůze jsou proto v okamžiku počátečního kontaktu při větší délce kroku blíže k sobě. Tato skutečnost se podílí na zúžení kroku při jeho prodloužení.

Obr 9 ukazuje, že šířka kroku u všech subjektů kromě subjektu 3 má tendenci s rostoucí délkou kroku klesat. Protože tato závislost je velmi slabá, lze předpokládat, že šířka kroku je silně ovlivněna i jinými než biomechanickými faktory. Míra vlivu různých faktorů se bude lišit u různých subjektů, např. subjekt 2 vykazuje silnou míru závislosti šířky na délce kroku. Druhá hypotéza předpokládající, že šířka kroku se bude zvětšovat úměrně jeho délce, se tedy nepotvrdila.

Z obrázku 8 vidíme, že se zvětšující se rychlostí má délka kroku rostoucí tendenci. Koeficient determinace je s výjimkou subjektu 1 mnohem vyšší při lineární regresi pro jednotlivé subjekty než pro subjekty 1, 2, 4 a 5 společně. Nejspíše existují individuální strategie přizpůsobení časoprostorových parametrů chůze různým podmínkám, které se při vyhodnocování pro všechny subjekty nemusí projevit.

Posturální kontrola je možná pouze na základě integrace vestibulárních, vizuálních a somatosenzorických informací. Aby byla integrace úspěšná, je potřeba, aby byla prováděna vzhledem k relativně stabilní souřadné soustavě. Předpokládá se, že tato souřadná soustava je u dospělých lidí spojená s hlavou.

Protože vizuální a vestibulární receptory jsou umístěny na hlavě, jsou stimulovány, jakmile se hlava začne hýbat, Pokud by pohyby hlavy během chůze

byly stochastické, byla by interpretace senzorických informací obtížná v důsledku šumu vzniklého ve spojitosti s náhodnými pohyby hlavy. Bylo prokázáno, že hlava je při chůzi a dalších dynamických aktivitách stabilizována zejména v anteroposteriorním směru. Stabilizaci hlavy můžeme kvantifikovat např. poměrem zrychlení hlavy a pánve během krokového cyklu. Ukazuje se, že stabilizace hlavy v anteroposteriorním směru není závislá na vizuálních ani vestibulárních informacích, protože jedinci s bilaterálním vestibulárním deficitem i zdraví lidé v anteroposteriorním směru stabilizují hlavu při chůzi ve tmě stejně jako ve světle. Stabilizace hlavy tedy může být prostředkem k facilitaci integrace vizuálních a vestibulárních informací (Bril & Ledebt, 1998). Zdraví jedinci reagují na větší nároky na stabilitu chůze zvýšenou stabilizací hlavy a zpevněním celé páteře. Na základě načasování elektromyografických signálů z paraspinálních svalů se vyvozuje, že hlava je stabilizována pomocí anticipačních mechanismů, které stabilizují nejprve hlavu, potom oblast krku následovanou nejprve hrudní a později bederní oblastí (Nadeau et al., 2003).

Se sníženou rychlostí klesá GRF a tedy nutnost tuto sílu vyrovnávat. Narušení stability je možné korigovat načasováním a lokalizací každého počátečního kontaktu, proto při zvýšených nárocích na stabilitu je vhodná vyšší kadence. Při snížené šířce kroku je menší výchylka těžiště (Orendurff et al., 2004) a potažmo nižší nároky na stabilizaci hlavy. Tyto úvahy vedly k předpokladu, že s knihou na hlavě se zúží krok a sníží rychlost chůze, a to zejména vlivem zkrácení kroku. Z grafu na obrázku 12 vyplývá, že skutečně u všech subjektů došlo ke snížení rychlosti, i když velikost poklesu rychlosti se pohybovala v dosti širokém rozmezí 4-15 %. Strategie snížení rychlosti není jednotná (viz obrázek 11), zatímco u jednoho subjektu se na ní podílela především změna kadence, u dalších tří subjektu to byla změna délky kroku. Dle obrázku 10 šířka kroku klesla u třech subjektů, u dvou nevýrazně stoupla. Pro všechny subjekty se potvrdil pouze předpoklad o snížení rychlosti, další strategie nejsou jednotné. Při zvýšení stabilizace hlavy tedy hraje hlavní úlohu snížení rychlosti chůze, což zmenšuje destabilizující vlivy, a pravděpodobně změna biomechaniky páteře, která narušení stability hlavy kontroluje (Nadeau et al., 2003).

Při normální chůzi, které předcházela chůze s knihou na hlavě, se u všech subjektů, kromě subjektu 3, oproti předcházejícímu měření zúžil krok

(viz obrázek 10). U subjektů 1 a 4 bylo toto zúžení poměrně výrazné. Subjekt 1 byl přeměřován ještě podruhé po dvou dnech a znovu se prokázala stejná reakce, která je tedy zřejmě zákonitou odpovědí tohoto subjektu na danou situaci. Příčinou změny vzorce chůze může být stimulace vestibulárního aparátu a proprioceptorů v hlubokých svalech horní krční páteře spojená se zvýšenými nároky na stabilitu hlavy při předchozím měření Otázkou je, proč u některých jedinců je reakce tak výrazná, zatímco u jiných chybí. U subjektů 1 a 4 s výrazným zúžením kroku byl při referenčním měření zjištěn širší krok (viz tabulka 3) a zároveň plošší laterální podélná klenba nohy než u ostatních subjektů. Vzhledem k malému počtu probandů však tato korelace může být zcela náhodná.

Při snížení citlivosti čítí na chodidle lze pozorovat zhoršení kontroly pohybu a stability (Preszner-Domjan et al., 2012). Změna zpětné vazby z mechanoreceptorů planty vede ke kinematickým, kinetickým a neuromuskulárním adaptacím při podmínkách statické i dynamické rovnováhy. Chodidlo může být přirovnáno k senzitivní mapě zahrnující všechny typy receptorů od pomalu se adaptujících (Merkelovy a Ruffiniho tělíška) po rychle se adaptující receptory (Meissnerovy a Paciniho tělíška). Receptory na chodidle jsou citlivé na dotek, tlak, protahování kůže a vibrace. Svaly, klouby a kožní receptory dolních končetin jsou zdrojem aferentace, kterou nervový systém využívá k vědomé i podvědomé kontrole stability při stoji i pohybu. Pokud na chodidlo nepůsobí tlak, kožní receptory vykazují nulovou aktivitu, což naznačuje, že jejich hlavní úlohou je přispívat k udržení stability při stoji a lokomoci (Alfuth & Rosenbaum, 2012).

Starší jedinci mají oproti mladším sníženou senzitivitu chodidla. Senzitivita se na různých místech planty liší a ženy mají o něco vyšší vnímavost pro vibrace. Percepce z chodidla se zlepšuje v průběhu dne. Čím více kroků je provedeno, tím je senzitivita planty vyšší (Alfuth & Rosenbaum, 2012). Masáž chodidla nebo změnou vlastností povrchu podložky lze skrze stimulaci mechanoreceptorů planty facilitovat stabilitu stoje a modifikovat parametry chůze (Preszner-Domjan et al., 2012).

Jirout (2000) prokázal, že blokády mezi druhým a třetím a třetím a čtvrtým obratlem, které se vyskytují prakticky jen k pravé straně, lze spolehlivě odstranit stimulací mediální strany bazálního článku palce pravé nohy. Jirout (1996) tento jev

přičítá působení stimulace palce nohy na tonus hlubokých páteřních svalů v krční oblasti. Existuje zřejmě reflexní propojení mezi dvěma oblastmi podílejícími se podstatně na kontrole stability - mechanoceptory planty informujícími o reakčním tlaku podložky a jeho změnách a proprioceptory hlubokých svalů krční páteře kontrolujícími polohu hlavy vůči tělu.

Je třeba uvažovat též možný vliv stimulace chodidla na psychiku jedince, jejíž změna má za následek změnu svalového tonu a následně pohybového projevu. Hernandez-Reif et al. (2004) prokázali u skupiny žen s karcinomem prsu vliv masáže na okamžitý pokles úzkosti, depresivní nálady a strachu a zvýšení hladiny serotoninu a dopaminu v dlouhodobé perspektivě. Studie o vlivu stimulace chodidla na psychiku nabyly nalezeny, ale lze předpokládat, že se nebude zásadně lišit od účinků masáže celého těla. Michalak et al. (2009) srovnávali stereotyp chůze u kontrolní skupiny a u pacientů trpících depresí a u zdravých lidí po poslechu hudby navozující smutnou a veselou náladu. Chůze spojená se smutkem a depresí je pomalejší, se shrbeným trupem, se sníženou propulzí v předšvihové fázi, s většími laterálními výchylkami trupu a menšími souhyby rukou. Stimulace planty může tedy ovlivňovat stereotyp chůze lokálním působením na mechanoreceptory planty vzdáleně na hluboké svaly horní krční páteře a globálně na psychiku jedince.

Při měření po stimulaci plosky nohy byla šířka kroku užší oproti referenčním hodnotám u všech subjektů, oproti předchozímu měření u všech subjektů kromě subjektu 4 (viz obrázek 10). Největší procentuální změna (-12,8 %) oproti předchozímu měření byla dosažena u subjektu 2, což může částečně souviset s velkým nárůstem délky kroku (o 9,5 %).

Vzhledem k nízkému počtu 5 probandů zjištěné trendy nemusí být reprezentativní a není vyloučené, že by při vyšším počtu probandů byly zcela vyvráceny. Mohou však sloužit jako inspirace pro další zkoumání.

Dalším limitem experimentu byla skutečnost, že vzhledem k omezenému prostoru laboratoře bylo obtížné stabilizovat vzor chůze. Měřený pohybový projev tak představuje adaptaci nejen na danou experimentální situaci, ale i na omezený prostor pro začátek i ukončení chůze a nutnost mnohonásobného přerušení ustáleného vzorce chůze během otáčení. Z tohoto důvodu nebyla vyhodnocována

variabilita časoprostorových parametrů chůze, která by jinak poskytovala důležitou informaci týkající se stability chůze.

## 6 ZÁVĚR

Jak na průběh fylogeneze, která formuje struktury zajišťující pohyb, tak na ontogenezi a učení, při kterých se vytvářejí pohybové projevy příslušné určitému jedinci, cíli pohybu a vnějším podmínkám, můžeme nahlížet jako na proces optimalizace. Při výběru strategie pohybu se optimalizuje efektivita, míra poškození organismu a stabilita. Při volbě optimálního vzorce chůze je minimalizována metabolická energie spotřebovaná na jednotku vzdálenosti.

Pro kontrolu stability chůze je využívána konfigurace muskuloskeletálního systému, reflexy a reflexy regulované feedforward mechanismy a zpětnovazebné reakce zahrnující vyšší centra nervového systému. Řízení stability chůze v mediolaterálním směru vyžaduje větší podíl aktivní kontroly nežli stabilita ve směru anteroposteriorním.

Stabilitu chůze lze hodnotit parametry odvozenými z teorie dynamických systémů, z biomechaniky a z Fourierovy transformace funkcí časové závislosti veličin popisujících chůzi. Časoprostorové parametry chůze souvisí s její stabilitou, ale povaha této závislosti není zatím zcela objasněna.

Experimentální část byla věnována určení způsobu, jakým se mění vzorec chůze v reakci na zdůraznění požadavků na stabilizaci hlavy realizované nesením knihy na hlavě a na sensorickou stimulaci planty. Změna stereotypu chůze byla kvantifikována prostřednictvím časoprostorových parametrů chůze.

Adaptace na situaci s potřebou větší stabilizace hlavy se lišila u jednotlivých probandů, hypotéza předpokládající jednotnou strategii změny kadence a šířky chůze se tedy nepotvrdila.

Korelace šířky kroku a jeho délky byla velmi slabá, navíc u jednoho ze subjektů byla závislost zcela opačná než u ostatních, druhá hypotéza se tedy také nepotvrdila.

U některých subjektů se výrazně zúžil krok po stimulaci zvýšenými nároky na stabilizaci hlavy. U všech subjektů se šířka kroku po obou zásazích ovlivňujících struktury související se stabilitou chůze zmenšila oproti kontrolním hodnotám. Zvolené intervence tedy ovlivnily volbu optimální strategie stabilizace chůze. Bylo by proto zajímavé provést podobnou studii s větším počtem probandů, případně

s jedinci s poruchami rovnováhy a sledovat trendy reakcí na jednotlivé podněty a eventuálně zjistit korelace mezi vlastnostmi probandů a mírou jejich reakce na určitý podnět.

## REFERENČNÍ SEZNAM

ALEXANDER, R. M. (1996). *Optima for animals*. Princeton: Princeton University Press.

ALFUTH, M., & ROSENBAUM, D. (2012). Effects of changes in plantar sensory feedback on human gait characteristics: a systematic review. *Footwear Science*. 4, 1-22.

ARELLANO, C. J. & KRAM, R. (2011). The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running. *Journal of Biomechanics*. 29, 44(7),1291-5.

BAUBY, C. E., & KUO, A. D. (2000). Active control of lateral balance in human walking. *Journal of Biomechanics*. 33, 1433-1440.

BELLANCA, J., LOWRY, K., VANSWEARINGEN, J., BRACH, J., & REDFERN, M. (2013). Harmonic ratios: A quantification of step to step symmetry. *Journal of Biomechanics*. 46, 828-831.

BERG, W. P., ALESSIO, H. M., MILLS, E. M., & TONG, C. (1997). Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age and Ageing*. 26, 261-8.

BERNSTEIN, N. A. (1990). Физиология движений и активность. Moskva: Nauka.

BRACH, J. S., BERLIN, J. E., VANSWEARINGEN, J. M., NEWMAN, A. B., & STUDENSKI, S. A. (2005). Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2.

BRIL, B., & LEDEBT, A. (1998). *Head coordination as a means to assist sensory integration in learning to walk*. Neuroscience and Biobehavioral Reviews, 22, 555-563.

BRONSTEIN, A. M. (2004). *Clinical disorders of balance, posture and gait*. London, Arnold.

BROWN, I. E. & LOEB, G. E. (1999). A reductionist approach to creating and using neuromusculoskeletal models. In J. M. Winters & P. E. Crago (Eds.). *Biomechanics and Neural Control of Movement*. New York: Springer-Verlag.

BRUIJN, S. M., MEIJER, O. G., BEEK, P. J., & DIEEN, J. H. VAN. (2013). Assessing the stability of human locomotion: A review of current measures. *Journal of the Royal Society Interface*. 10 (83).



BUSSEL, B., ROBY-BRAMI, A., YAKOVLEFF, A., & BENNIS, N. (1989). Late flexion reflex in paraplegic patients. Evidence for a spinal stepping generator. *Brain Research Bulletin*. 22, 53-56.

COLLINS, J. J. (2003). Gait transitions. In: Arbib, M. A. (Ed.) (2003). *The Handbook of Brain Theory and Neural Networks* (2nd ed). Cambridge: The MIT Press.

CUNNANE, S. (1980). The aquatic ape theory reconsidered. *Medical Hypotheses*. 6, 49-58.

DEAN, J. C., ALEXANDER, N. B., & KUO, A. D. (2007). The effect of lateral stabilization on walking in young and old adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 54, 1919-1926.

DEMOTT, T. K., RICHARDSON, J. K., THIES, S. B., & ASHTON-MILLER, J. A. (2007). falls and gait characteristics among older persons with peripheral neuropathy. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 86, 125-132.

DINGWELL, J. B., CUSUMANO, J., STERNAD, D., & CAVANAGH, P. (2000). Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking. *Journal of Biomechanics*. 33, 1269-1277.

DINGWELL, J. B., & MARIN, L. C. (2006). Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *Journal of Biomechanics*. 39, 444-452.

DONELAN, J. M., KRAM, R., & KUO, A. (2001). Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proceedings: Biological Sciences*. 268, 1985-1992.

DONELAN, J. M., KRAM, R., & KUO, A. D. (2002). Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *The Journal of Experimental Biology*. 205, 3717-27.

DUCLOS, C., DESJARDINS, P., NADEAU, S., DELISLE, A., GRAVEL, D., BROUWER, B., & CORRIVEAU, H. (2009). Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *Journal of Biomechanics*. 42, 379-382.

ENGLAND, S., & GRANATA, K. (2007). The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait & Posture*. 25, 172-178.

FUCHS, E., HOLMES, P., DAVID, I., & AYALI, A. (2012). Proprioceptive feedback reinforces centrally generated stepping patterns in the cockroach. *The Journal of Experimental Biology*. 215, 1884-91.

FULL, R. J., & KODITSCHEK, D. E. (1999). Templates and anchors: Neuromechanical hypotheses of legged locomotion on land. *The Journal of Experimental Biology*. 202, 3325-3332.

FULL, R. J., KUBOW, T., SCHMITT, J., HOLMES, P., & KODITSCHEK, D. (2002). Quantifying Dynamic Stability and Maneuverability in Legged Locomotion. *Integrative and Comparative Biology*. 42, 149-157.

GUTIERREZ-FAREWIK, E. M., BARTONEK, Å., & SARASTE, H. (2006). Comparison and evaluation of two common methods to measure center of mass displacement in three dimensions during gait. *Human Movement Science*. 25, 238-256.

HAMACHER, D., SINGH, N. B., DIEEN, J. H. VAN, HELLER, M. O., & TAYLOR, W. R. (2011). Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: A systematic review. *Journal of the Royal Society Interface*. 8, 1682-1698.

HAUSDORFF, J. M., RIOS, D. A., & EDELBERG, H.K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 82, 1050–6.

HERNANDEZ-REIF, M., et al. (2004). Breast cancer patients have improved immune and neuroendocrine functions following massage therapy. *Journal of Psychosomatic Research*. 57, 45-52.

HOF, A. L. (2007). The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. *Journal of Biomechanics*. 40, 451-457.

HOF, A. L. (2008). The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking. *Human Movement Science*. 27, 112-125.

HORAK, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*. 35, 7-11.

HUNT, K. D. (1994). The evolution of human bipedality: ecology and functional morphology. *Journal of Human Evolution*. 26, 183-202.

CHAU, T., YOUNG, S., & REDEKOP, S. (2005). Managing variability in the summary and comparison of gait data. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2.

CHIEL, H. J. & BEER, R. D. (1997). The brain has a body: Adaptive behavior emerges from interactions of nervous system, body and environment. *Trends in Neuroscience*. 20, 553–557.

ISELL, L. (1996). The evolution of bipedalism in hominids and reduced group size in chimpanzees: alternative responses to decreasing resource availability. *Journal of Human Evolution*. 30, 389-397.

JIROUT, J. (1996) Poznámky ke vzniku a přetrvávání blokády v hlavových kloubech. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2, 63-64.

JIROUT, J. (2000). Inhibiční a facilitační vliv stimulace spoušťových zón při léčení blokády hlavových kloubů. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1, 3-5.

JORDANIA, J. (2011). *Why do people sing?: music in human evolution*. Tbilisi [Georgia], Logos.

KAVANAGH, J. J., BARRETT, R. S., & MORRISON, S. (2005). Age-related differences in head and trunk coordination during walking. *Human Movement Science*. 24, 574-587.

KERRIGAN, D. C., LEE, L. W., COLLINS, J. J., RILEY, P. O. & LIPSITZ, L. A. (2001). Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 82 (1), 26–30.

KUO, A. D. (1999). Stabilization of Lateral Motion in Passive Dynamic Walking. *The International Journal of Robotics Research*. 18, 917-930.

KUO, A. D. (2001). A simple model of bipedal walking predicts the preferred speed-step length relationship. *Journal of Biomechanical Engineering*. 123, 264-9.

LATASH, M. L. (2008). *Synergy*. Oxford, Oxford University Press.

LATT, M., MENZ, H., FUNG, V., & LORD, S. (2008). Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations. *Experimental Brain Research*. 184, 201-209.

LATT, M., MENZ, H., FUNG, V., & LORD, S. (2009). Acceleration patterns of the head and pelvis during gait in older people with Parkinson's disease: a comparison of fallers and nonfallers. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*. 64, 700-706.

LORD, S., HOWE, T., GREENLAND, J., SIMPSON, L., & ROCHESTER, L. (2011). Gait variability in older adults: A structured review of testing protocol and clinimetric properties. *Gait & Posture*. 34, 443-450.

LOVEJOY, C. O. (1981). The origin of man. *Science*. 211, 341–350.

LOVEJOY, C. O. (1988). Evolution of human walking. *Scientific American*. 259 (5), 82–89.

LUUKINEN, H., KOSKI, K., LAIPPALA, P., & KIVELA, S. (1995). Risk factors for recurrent falls in the elderly in long-term institutional care. *Public Health*. 109, 57-65.

MCANDREW, P. M., DINGWELL, J. B., & WILKEN, J. M. (2010). Walking variability during continuous pseudo-random oscillations of the support surface and visual field. *Journal of Biomechanics*. 43, 1470-1475.

MCANDREW YOUNG, P., & DINGWELL, J. (2012). Voluntarily changing step length or step width affects dynamic stability of human walking. *Gait & Posture*. 35, 472-477.

MCGEER, T. (1990). Passive dynamic walking. In: Spong, M. W., Lewis, F. L., & Abdallah, C. T. (Eds.) (1993). *Robot Control: Dynamics, Motion Planning and Analysis*. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers.

MENZ, H. B., LORD, S. R., & FITZPATRICK, R. C. (2003a). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait & Posture*. 18, 35-46.

MENZ, H. B., LORD, S. R., & FITZPATRICK, R. C. (2003b). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking are associated with risk of falling in community-dwelling older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 58, 446-452.

MICHALAK, J., TROJE, N. F., FISCHER, J., VOLLMAR, P., HEIDENREICH, T., & SCHULTE, D. (2009). Embodiment of sadness and depression--gait patterns associated with dysphoric mood. *Psychosomatic Medicine*. 71, 580-587.

MILTON, J., CABRERA, J. L., OHIRA, T., TAJIMA, S., TONOSAKI, Y., EURICH, C. W., & CAMPBELL, S. A. (2009). The time-delayed inverted pendulum: implications for human balance control. *Chaos (Woodbury, N.Y.)*. 19.

MINETTI, A., PINKERTON, J., & ZAMPARO, P. (2001). From bipedalism to bicyclism: evolution in energetics and biomechanics of historic bicycles. *Proceedings: Biological Sciences*. 268, 1351-1360.

MYERS, H. (2003). Hospital fall risk assessment tools: A critique of the literature. *International Journal of Nursing Practice*. 9, 223-235.

NADEAU, S., AMBLARD, B., MESURE, S., & BOURBONNAIS, D. (2003). Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait and Posture*. 18, 134-142.

ORENDURFF, M. S., SEGAL, A. D., KLUTE, G. K., BERGE, J. S., ROHR, E. S., & KADEL, N. J. (2004). The effect of walking speed on center of mass displacement. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 41, 829-834.

PANG, M. Y., & YANG, J. F. (2001). Interlimb co-ordination in human infant stepping. *The Journal of Physiology*. 533, 617-25.

PATERSON, K., HILL, K., & LYTHGO, N. (2011). Stride dynamics, gait variability and prospective falls risk in active community dwelling older women. *Gait & Posture*. 33, 251-255.

PAVOL, M. J., OWINGS, T. M., FOLEY, K. T., & GRABINER, M. D. (1999). Gait characteristics as risk factors for falling from trips induced in older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 54, 583-590.

PRESZNER-DOMJAN, A., NAGY, E., SZÍVER, E., FEHER-KISS, A., HORVATH, G., & KRANICZ, J. (2012). When does mechanical plantar stimulation promote sensory re-weighting: standing on a firm or compliant surface? *European Journal of Applied Physiology*. 112, 2979-87.

RAIBERT, M. H. & HODGINS, J. A. (1993). Legged robots. In: Beer, R. Ritzmann, R. & T. McKenna, T. (Eds.) (1993). *Biological Neural Networks in Invertebrate Neuroethology and Robotics*, 319–354. Boston: Academic Press.

RICHARDSON, J. K., THIES, S. B., DEMOTT, T. K., & ASHTON-MILLER, J. A. (2005). Gait analysis in a challenging environment differentiates between fallers and nonfallers among older patients with peripheral neuropathy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 86, 1539-1544.

RICHMOND, B. G., & STRAIT, D. S. (2000). Evidence that humans evolved from a knuckle-walking ancestor. *Nature*. 404, 382-5.

RIEMANN, B. (1876). *Mechanik des Ohres*. In: Riemann, B., Weber, H., & Dedekind, R. (2010). *Bernhard Riemann's gesammelte mathematische Werke und wissenschaftlicher Nachlass*. Leipzig: B. G. Teubner.

ROSE, J., & GAMBLE, J. G. (1994). *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.

ROSSIGNOL, S., SALTIEL, P., PERREAU, M., DREW, T., PEARSON, K., & BELANGER, M. (1993). Intralimb and interlimb coordination in the cat during real and fictive rhythmic motor programs. *Seminars in Neuroscience*. 5, 67-75.

SAWERS, A., & HAHN, M. E. (2012). Regulation of whole-body frontal plane balance varies within a step during unperturbed walking. *Gait & Posture*. 36, 322-4.

SHUMWAY-COOK, A., & WOOLLACOTT, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

SLOOT, L. H., SCHOOTEN, K. S. VAN, BRUIJN, S. M., KINGMA, H, PIJNAPPELS, M. A. & DIEEN, J. H. VAN. (2011). Sensitivity of local dynamic stability of over-ground walking to balance impairment due to galvanic vestibular stimulation. *Annals of Biomedical Engineering*. 39(5), 1563-1569.

STERGIOU N, HARBOURNE R, & CAVANAUGH J. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 30, 120-9.

STERGIOU, N., & DECKER, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Human Movement Science*. 30, 869-88.

STOQUART, G., DETREMBLEUR, C., & LEJEUNE, T. (2008). Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 38, 105-116.

TESIO, L., ROTA, V., CHESSA, C. & PERUCCA, L. (2010). The 3D path of body centre of mass during adult human walking on force treadmill. *Journal of Biomechanics*. 43, 938–944.

TING, L. H., VAN ANTWERP, K. W., SCRIVENS, J. E., MCKAY, J. L., WELCH, T. D., BINGHAM. J. T., & DEWEERTH, S. P. (2009). Neuromechanical tuning of nonlinear postural control dynamics. *Chaos (Woodbury, N. Y.)*. 19.

VERGHESE, J., HOLTZER, R., LIPTON, R. B., & WANG, C. (2009). Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 64A, 896-901.

VOLOSHINA, A. S., KUO, A. D., DALEY, M. A., & FERRIS, D. P. (2013). Biomechanics and energetics of walking on uneven terrain. *Journal of Experimental Biology*. 216, 3963-3970.

WHITTLE, M. W. (1997). Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking. *Human Movement Science*. 16, 347–355.

WHEELER, P. (1991). The thermoregulatory advantages of hominid bipedalism in open equatorial environments: the contribution of increased convective heat loss and cutaneous evaporative cooling. *Journal of Human Evolution*. 21, 107-115.

WINTER, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 3, 193-214.

## SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Fáze krokového cyklu.....	64
Příloha 2. Vzájemný vztah fází krokového cyklu obou končetin. ....	65

## PŘÍLOHY

Ohraničující událost Ipsilaterální noha	Fáze kroku	Ohraničující událost Kontralaterální noha
Počáteční kontakt		
	<b>Stadium zatěžování</b>	
		Odvinutí palce
	<b>Mezistoj</b>	
Odvinutí paty		
	<b>Konečný stoj</b>	
		Počáteční kontakt
	<b>Předšvihová fáze</b>	
Odvinutí palce		
	<b>Počáteční švih</b>	
Chodidla na stejné úrovni		
	<b>Mezišvih</b>	
Vertikální postavení tibie		
	<b>Konečný švih</b>	
Počáteční kontakt		

Příloha 1. Fáze krokového cyklu



	10%		30%		50%	60%	70%		85%	
Stadium zatěžování	Mezistoj		Konečný stoj		Předšvihová fáze	Počáteční švih	Mezišvih		Konečný švih	
Předšvihová fáze	Počáteční švih	Mezišvih		Konečný švih		Stadium zatěžování	Mezistoj		Konečný stoj	

### Příloha 2. Vzájemný vztah fází krokového cyklu obou končetin.

V horním řádku tabulky jsou uvedeny fáze pro ipsilaterální DK, v dolním řádku pro kontralaterální DK. Fáze bilaterální opory jsou zabarveny tmavě modře, stojné fáze světle modře. Procenta nad tabulkou označují procenta z doby trvání jednoho krokového cyklu.