

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Anna Skopcová

**HODNOCENÍ CHŮZE ASPEKTEM POVRCHOVÉ  
ELEKTROMYOGRAFIE**

Diplomová práce

Vedoucí práce: PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Olomouc 2020

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Hodnocení chůze aspektem povrchové elektromyografie

**Název práce v AJ:** Gait evaluation based on surface electromyography

**Datum zadání:** 22.1.2019

**Datum odevzdání:** 31.7.2020

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Anna Skopcová

**Vedoucí práce:** PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

**Oponent práce:** Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

### **Abstrakt v ČJ:**

**Úvod:** Chůze je základním lokomočním stereotypem člověka. Tato pohybová aktivita je potřebná k soběstačnosti každého jedince. Analýza lidské lokomoce je nedílnou součástí léčebné rehabilitace.

**Cíl:** Cílem této diplomové práce bylo posoudit u zdravých jedinců aktivitu svalů aspektem povrchové elektromyografie při chůzi na chodícím páse a po chodbě a dále porovnat její rychlost.

**Metodika:** Měření diplomové práce absolvovalo 17 jedinců (8 žen a 9 mužů) ve věkovém rozmezí 40-65 let. Vstupní kritérium testovaného souboru bylo definováno jako zdraví jedinci, bez akutního ortopedického, neurologického nebo jiného interního problému, který by mohl způsobovat patologii chůze. Ke sběru dat bylo využito povrchové elektromyografie a gyroskopů. Svalová aktivita byla snímána ze svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně a gyroskopy byly umístěny na osy tibie a femuru také bilaterálně. Dalšími hodnocenými parametry jsou rychlost a symetrie chůze. Všechna tato měření probíhala při chůzi na chodícím páse a po chodbě.

**Výsledky:** Z naměřených dat vyplynulo, že běžná chůze na chodbě vykazuje vyšší rychlost než chůze na chodícím páse ( $p=0,000293$ ). Dále bylo zjištěno, že je výraznější variabilita v aktivitě testovaných svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny při běžné chůzi po chodbě. Na nedominantní dolní končetině byla prokázána vyšší aktivita m. gastrocnemius medialis a na

dominantní končetině vyšší aktivita m. tibialis anterior. Porovnání aktivity svalů při chůzi na chodícím páse s chůzí po chodbě neprokázalo signifikantní rozdíly.

**Závěr:** Při porovnání chůze na chodícím páse a po chodbě byly shledány určité rozdíly, které by mohly být přínosem do rehabilitační praxe. Detekovatelným rozdílem byla rychlost chůze.

### **Abstrakt v AJ:**

**Introduction:** Walking is a basic locomotor stereotype of a person. This physical activity is necessary for the self-sufficiency of each individual. Analysis of human locomotion is an integral part of medical rehabilitation.

**Aim:** The aim of this diploma thesis was to assess muscle activity in healthy individuals in terms of surface electromyography when walking on the treadmill and down the corridor and to compare its speed.

**Methodology:** The measurement of the diploma thesis was completed by 17 individuals (8 women and 9 men) in the age range of 40 to 65 years. The entry criterion of the tested group was defined as healthy individuals, without an acute orthopaedic, neurological or other internal problem that could cause gait pathology. Surface electromyography and gyroscopes were used to collect data. Muscle activity was recorded from the muscles m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris and m. biceps femoris bilaterally and the gyroscopes were placed on the tibia and femur axes also bilaterally. Other evaluated parameters are walking speed and symmetry. All these measurements took place while walking on the treadmill and down the hall.

**Results:** The measured data showed that common walking in the corridor evinces higher speed than walking on the treadmill ( $p = 0.000293$ ). Furthermore, it was found that there is a greater variability in the activity of the tested muscles of the dominant and non-dominant lower limbs during walking down the hall. Higher activity of the gastrocnemius medialis muscle was demonstrated on the non-dominant lower limb, and higher activity of the anterior tibialis muscle on the dominant limb. Comparison of muscle activity when walking on the treadmill with walking down the corridor did not show any significant differences.

**Conclusion:** When comparing walking on the treadmill and down the corridor, certain differences were found that could be a suitable contribution to rehabilitation practice. The detectable difference was the walking speed.

**Klíčová slova:** chůze, lokomoce, povrchová elektromyografie, gyroskop, chodící pás, analýza chůze

**Key words:** gait, locomotion, surface electromyography, gyroscope, treadmill, gait analysis

**Rozsah:** počet stran 74/počet příloh 4

## DEDIKACE

Tato diplomová práce vznikla za podpory grantu Univerzity Palackého v Olomouci IGA\_FZV\_2019\_006.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 31. července 2020

---

podpis

## PODĚKOVÁNÍ

Největší poděkování patří vedoucí mé diplomové práce, paní PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D., za vstřícný přístup, podnětné rady a cenné připomínky, které mi poskytla při konzultacích. Ráda bych také poděkovala Mgr. Dagmar Tečové za ochotu a pomoc při zpracování statistických dat. V neposlední řadě bych ráda poděkovala své rodině, která mi poskytla oporu a potřebné zázemí.

# Obsah

<b>Obsah .....</b>	<b>6</b>
<b>Úvod .....</b>	<b>8</b>
<b>1 Teoretické poznatky .....</b>	<b>10</b>
1.1 Definice chůze .....	10
1.2 Vývoj lidské lokomoce .....	11
1.3 Krokový cyklus .....	14
1.3.1 Dolní končetiny při chůzovém cyklu .....	15
1.3.2 Horní končetiny při chůzi .....	17
1.3.3 Trup a pánev při chůzi .....	17
1.4 Biomechanika chůze .....	18
1.4.1 Dynamické parametry chůze .....	18
1.4.2 Časové a prostorové parametry .....	19
1.4.3 Symetrie chůze .....	20
1.5 Aspekty řízení lidské lokomoce .....	21
1.5.1 Role centrálních generátorů pohybu v lokomoci .....	22
1.6 Možnosti vyšetření chůze a rehabilitace chůze .....	23
1.6.1 Klinické vyšetření chůze .....	23
1.6.2 Přístrojová vyšetření a terapie chůze .....	24
1.6.3 Možnosti terapeutického ovlivnění kvality chůze .....	26
<b>2 Cíle diplomové práce .....</b>	<b>30</b>
2.1 Hypotézy .....	30
<b>3 Metodika .....</b>	<b>31</b>
3.1 Testovaný soubor a jeho charakteristika .....	31
3.2 Průběh měření .....	31

3.2.1	Aplikace elektrod.....	31
3.2.2	Měření chůze .....	32
3.3	Zpracování dat .....	33
3.3.1	Metodika zpracování dat povrchové elektromyografie a akcelerometrie..	33
3.3.2	Statistické zpracování .....	34
<b>5</b>	<b>Výsledky .....</b>	<b>35</b>
5.1	Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení .....	38
<b>6</b>	<b>Diskuze .....</b>	<b>41</b>
6.1	Parametry chůze a jejich vyšetření v klinické praxi .....	42
6.2	Patologie chůze .....	43
6.3	Diskuze k hypotézám a výsledkům diplomové práce.....	45
6.3.1	Aktivita svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis .....	45
6.3.2	Časoprostorová charakteristika chůze .....	47
6.3.3	Hodnoty gyroskopu při chůzi .....	48
6.3.4	Aktivita svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny.....	50
6.4	Přínos do praxe .....	52
6.5	Limity studie .....	53
	<b>Závěr .....</b>	<b>55</b>
	<b>Referenční seznam .....</b>	<b>57</b>
	<b>Seznam zkratk.....</b>	<b>68</b>
	<b>Seznam obrázků.....</b>	<b>69</b>
	<b>Seznam tabulek .....</b>	<b>70</b>
	<b>Seznam příloh.....</b>	<b>71</b>
	<b>Přílohy.....</b>	<b>72</b>

## Úvod

Chůze je pro člověka nejvíce využívaným pohybovým stereotypem. Jako základní prvek lidské lokomoce chůze byla a stále je využívána k shánění potravy, přesunu z místa na místo a dalším. Jedná se o bipedální lokomoci, která nahrazuje tu kvadrupedální v období okolo 1. roku dítěte. Lidská lokomoce je naprosto jedinečná pro každého člověka. Vzhledem k potřebě chůze na denní bázi, je vhodné vědět o ní, co největší množství informací. Při chůzi se zapojuje celé tělo, kdy svou roli hraje neuromuskulární stavba těla, věk daného jedince, pohlaví a psychické rozpoložení. Rozdílných parametrů chůze je nespočet: délka kroku, rytmus chůze, rychlost chůze, schopnost přizpůsobit se terénu a zejména kvalita chůze. Z tohoto hlediska je diagnostika chůze velmi důležitá k následnému zvolení vhodného typu léčebné rehabilitace člověka. Ke správné diagnostice chůze je nutné znát přesné fyziologické zapojování svalů v chůzovém cyklu. V diagnostice pohybu existuje velké množství biomechanických metod, které zkoumají dynamickou stránku chůze a samozřejmě i využití počítačových metod, ke snímání aktivity svalů jako je například elektromyografie. Při kineziologickém vyšetření lze využít znalostí nejen fyziologických, ale i patologických mechanismů pohybu, které nám mohou pomoci ke správné diagnostice a následnému řešení pomocí léčebné rehabilitace.

Tato diplomová práce pojednává o kvalitě chůze zdravých jedinců. Objasňuje fyziologickou aktivitu svalů v krokovém cyklu, která je potřebná k určení patologie. Uceluje informace ohledně využití počítačové elektromyografie v oblasti diagnostiky chůze.

Cílem diplomové práce je porovnat svalovou aktivitu svalů dolních končetin zdravých jedinců při chůzi na chodícím páse a po chodbě, snímané pomocí povrchové elektromyografie. Dalším bodem je porovnat hodnoty úhlové rychlosti měření gyroskopem při chůzi na chodícím páse a po chodbě. Následně porovnat rychlosti chůze z těchto dvou měření.

Ke splnění cílů diplomové práce je využita odborná literatura česká i zahraniční, která se zabývá problematikou chůze, dále online vyhledávání v databázích odborných studií a článků jako je například PubMed, Ovid Emcare, Science Direct a Medvik. Využity jsou zejména články a studie od roku 2000, pomocí vyhledávání anglických ekvivalentů jednotlivých slov týkajících se problematiky: gait, treadmill, gait cycle, elektromyography, gyroscope.

K diplomové práci bylo použito 61 odborných článků v anglickém jazyce a 1 článek v českém jazyce, tyto články byly vyhledány na základě klíčových slov. Dále bylo využito 18 monografií v českém jazyce a 9 cizojazyčných, které sloužily jako studijní materiály.



ENOKA, R.M. *Neuromechanics of Human Movement-5th ed.* Champaign, IL: Human Kinetics, 2015. ISBN:1450458807, 9781450458801.

KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi.* Galén, 2009, 2012. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci-možnosti vyšetření a terapie.* Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014, ISBN 978-80-244-4266-2.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci.* Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-4762-1.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. 2009. *Kineziologie nohy.* Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.

WHITTLE, M. W., LEVINE D. a RICHARDS, J. 2012. *Whittle's Gait Analysis.* 5. ilustrované vydání. Churchill Livingstone: Elsevier, 2012. ISBN 9780702042652.

WINTER, D. A., 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* B.m.: John Wiley & Sons. ISBN 978-0-470-39818-0.

# 1 Teoretické poznatky

## 1.1 Definice chůze

Chůze neboli bipedální lokomoce, je základním lokomočním stereotypem člověka a zároveň je tou nejčastější pohybovou aktivitou. Díky chůzi jsme schopni se velmi úspěšně pohybovat z jednoho místa na místo druhé. Jedná se o jeden z nejdůležitějších prvků funkční nezávislosti. Chůze je kognitivní proces, u kterého je nutné zapojení vyšších center řízení a kognitivní kontroly (Mirelman, et al., 2018, s. 119-134). Krok je velmi náročný na řízení ve smyslu rovnováhy z důvodu změny těžiště. Jedná se však o vysoce koordinovaný a plánovaný postup, který je ovšem z tohoto důvodu náchylný na chyby, které by mohly vést k pádům. Zejména při onemocněních, které postihují nervovou a svalovou tkáň. Vliv na stav chůze hraje samozřejmě i věk (Day, Bancroft, 2018, s. 107–118). Tento pohyb je pro každého člověka naprosto jedinečný (Dvořák, 2007, s. 90). Kolář (2009, 2012, s.48) definuje chůzi jako pohyb, který je charakteristický pro každého jedince. Tento stereotyp byl fylogeneticky zafixovaný a vybudovaný v ontogenezi. Chůze je natolik specifický pohyb, že zde může projevit sebemenší ortopedický, neurologický, či jiný strukturální a funkční problém (Li et al., 2020, s. 1-12). Různé patologie ovlivňující kognitivní a emoční části centrální nervové soustavy, které mají vliv na lokomoci, mohou mít důležité důsledky pro chůzi a její rehabilitaci (Mirelman, et al., 2018, s. 119–134).

Dalším faktorem ovlivňujícím stereotyp chůze je prostředí, ve kterém daný jedinec vyrůstá, a ve kterém se později pohybuje (Véle, 2006, s. 346-353). Z toho vychází studie forenzních věd, kde se využívá charakteristické chůze, která je pro každého člověka naprosto ojedinělá (Macovenicius, 2019). Dále i chůze různých skupin může mít své společné rysy (Gúth, 2004, s. 86)). Jedná se o cyklický pohyb, který je doprovázen souhyby celého těla. ze dvou základních funkcí nohy. Noha má funkci statickou i dynamickou.

Dle profesora Vladimíra Jandy lze chůzi rozdělit na několik orientačních typů, protože každý jedinec má ojedinělý stereotyp a kvalitu chůze. Prvním typem je typ kyčelní neboli proximální, kdy při kroku dochází jen k minimálnímu odvinu chodidla od podložky. U tohoto typu chůze je hlavní převaha flexorů kyčelního kloubu. Dochází zejména k přetěžování a zároveň zkracování svalů m. psoas major a m. iliacus a dále pomocných svalů m. pectineus, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae a dalších (Janda, 2004, 199-200). Naopak u druhého akrálního typu chůze dochází k přetěžování plantárních flexorů hlezenního kloubu (m. triceps surae a m. tibialis posterior), protože dochází k zvýraznění plantární flexe z důvodu zvýšeného odvinování chodidla v terminální fázi kroku a zároveň snížení flexe v kyčelním kloubu. Třetí

typ chůze je popisován jako peroneální, kdy dochází k vnitřní rotaci v kyčelních kloubech, flexi v kolenních kloubech a everzi v hlezenním kloubu (Kolář, 2012, s. 48).

Definice chůze není zcela jednoznačná a každý z autorů se soustředí na jiný aspekt tohoto složitého pohybu. Pohyb, při kterém je alespoň jedno chodidlo v kontaktu s podložkou. Dochází ke střídání opory jednoho chodidla s momentem, kdy se dotýkají obě chodidla naráz (Enoka, 2015, s. 141-157). Pokud nezůstává ani jedna noha v kontaktu s podložkou, tak se jedná o běh (Trew a Everett, 1997). Jedná se o „řízený pád“, kdy dochází k volnému vyvedení těla ze stabilní statické polohy, do pohybu, který je nejvíce podobný pádu (Neumannová et al., 2015, s.8). Cyklické opakování pohybů v kloubech končetin, které jsou kontrolovány fázickými svalovými skupinami, za současného posunování těla vpřed. Celou dobu jsou zaktivovány antigravitační svaly, které udržují stabilitu těla (Neumannová et al., 2015, s. 8; Perry, 2004).

## 1.2 Vývoj lidské lokomoce

Lidská lokomoce prochází složitým vývojem. Nejprve je motorika postavena na primitivních reflexech a následně prochází vývojem, které souvisí s dozráváním neuroanatomických struktur. Jednotlivá stádia na sebe přesně navazují a postupně dochází k zapojování končetin i trupu do motoriky. Vývoj začíná u nižších center a primitivních reflexů a CPG, dále dochází k dozrávání vyšších struktur, které přebírají hlavní roli v řízení motoriky. V dětském věku se člověk pohybuje pomocí kvadrupedální lokomoce, kterou v období 9.-12. měsíce věku opouští, začíná si stoupat, obkračovat nábytek a následně udělá první kroky do prostoru. Dolní končetiny v tuto chvíli dělají krůčky v sagitální rovině a horní končetiny neprovádí souhyb. Bipedální lokomoce jako takové dosahuje člověk zhruba ve věku 15. měsíců, kdy jsou patrné souhyby horních končetin a dítě je schopno chůze po nerovném terénu (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 16-39, Kolář, 2012, s. 96-117, Vařeka a Vařeková, 2009, s. 131-138).

Novorozenecké období se počítá od narození do 4 týdnů. V této době jsou aktivní pouze primární reflexy. Dále dochází k holokinetickým pohybům, kopání a celé tělo je v asymetrické poloze. O přítomnosti CPG a primitivních reflexů nás přesvědčí postavení dítěte na chodidla, kdy dochází k pohybu, který je nápadně podobný lidské lokomoci. Mezi 4-6 týdnem dochází k optické fixaci a objevuje se opěrná funkce horních končetin. Na konci tohoto období je dítě schopno polohy šermíře, kdy je použita zevní rotace v ramenním kloubu, která je následně důležitá pro kvadrupedální lokomoci. Mizí primitivní reflexy a řízení a začínají přebírat vyšší úrovně CNS (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 16-23, Kolář, 2012, s. 96-97, Vařeka a Vařeková, 2009, s. 131-138).

Období 4,5 měsíce je významné tím, že dítě je schopno nakročit jednou dolní končetinou v poloze na břicho a tím si uvolnit horní končetinu k manipulaci s předměty. Na zádech přitáhne naráz obě kolínka. Je tedy patrně, že pánev je schopná se zešikmit k jedné straně a zároveň je schopná se v poloze na zádech udržet se neutrálním postavení a vytvořit punctum fixum (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 23-30, Kolář, 2012, s. 98-99, Vařeka a Vařeková, 2009, s. 131-138).

Od konce 5. měsíce je většina pohybů dítěte prováděná za určitým účelem. Dítě je schopné se otočit ze zad na břicho okolo 6. měsíce a tím dochází k ipsilaterálnímu vzoru náročné a opěrné fáze končetin. Naopak od 7. měsíce se opěrná a náročná funkce diferenciuje. V tomto období je také vyvinut šikmý sed, který je nedílnou součástí vertikalizace a je potřebný k přesunu ze sedu do lezení a zpět. To je spojené s nástupem lezení v momentě, kdy se objevuje zkřížená lokomoce, kdy jsou kontralaterální končetiny opěrné a ty druhé fázické. Lezení je typické střídavým zatěžováním končetin, k tomu je zapotřebí kvalitní opory o dlaň. V tomto období se prokáže velké množství patologií lokomoce jako jsou žabí hopkání, které je spojeno se sunutím obou dolních končetin naráz, dále asymetrie v zapojování končetin nebo opora o pěst (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 31-37, Kolář, 2012, s. 101-103, Vařeka a Vařeková, 2009, s. 131-138).

V 9. měsíci by dítě mělo umět vzpřímený klek a objevuje se vertikalizace do stoje. Vertikalizace probíhá pomocí horních končetin, kdy se vytáhne ve zkříženém vzoru do stoje. V poloze na čtyřech je schopné se přesunout do hlubokého dřepu. Následně se zhruba v období 10. měsíce posunuje podél nábytku ve vzoru ipsilaterální lokomoce přes abdukci a addukci v kyčelním kloubu ve frontální rovině. Jedná se o projev kvadrupedální lokomoce ve vertikále (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 37-39, Kolář, 2012, s. 103-105, Vařeka a Vařeková, 2009, s. 131-138).

Mezi 12. a 14. měsícem života se dítě pouští nábytku a postupně vykonává několik kroků samostatně ve volném prostoru. Dochází k samostatné bipedální lokomoci z vlastní iniciativy. Okolo 15. měsíce by mělo být dítě plně schopno samostatné chůze bez zevní opory, a to i v mírném terénu. V tomto období dochází k zvýšení plynulosti pohybů a zlepšení koordinace (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 37-39, Kolář, 2012, s. 105, Vařeka a Vařeková, 2009, s. 131-138).

Od 2. roku života je chůze typická svojí asymetrií a proměnlivostí rytmu a rychlosti. Dochází k došlapu na patu, ale neodvíví se palec od podložky a koleno je flektováno ve fázi mezistoje. Opěrná báze při chůzi je širší než trup a dochází k doprovodným výrazným pohybům horních končetin a trupu (Kolář, 2012, s. 113-117, Vařeka a Vařeková, 2009, s. 131-138).

V období 3. roku mizí bederní lordóza díky aktivitě břišních svalů. Zuzuje se báze stoje i chůze, zlepšuje rovnováha a formuje se podélná klenba na dolních končetinách. Došlap je na patu a dochází k aktivní dorziflexi a palec se odvíjí od podložky. Dále dochází k symetrizaci kroku. Dítě je schopné plynulé střídavé chůze do schodů a zvládá stoj na jedné noze. Bez problémů zvládá tanec, poskoky a běh (Kolář, 2012, s. 113-117, Vařeka a Vařeková, 2009, s. 131-138).

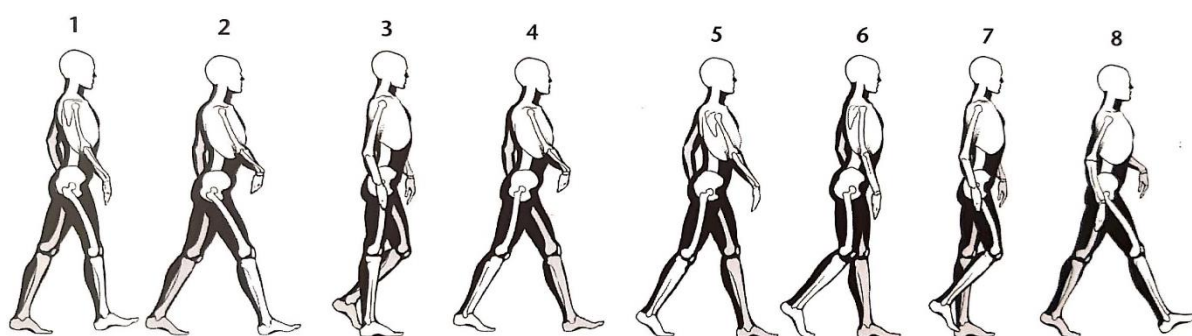
Kolem 4. roku je dítě schopné vzpřímeného stoje a chůze se současným vzpažením horních končetin. V tomto období je CNS natolik vyzrálé, že je dítě schopno v pohybu reagovat na vnější vlivy a přizpůsobit jim chůzi. Dítě zvládne chůzi do schodů i ze schodů bez dopomoci a držení se zadržuje. Okolo 5. roku mají děti plně osvojenou chůzi i v obtížném terénu, vydrží stát na špičkách a skáče po jedné noze. V předškolním období dítě zvládá stoj na jedné noze se zavřenýma očima. Je dokončena myelinizace pyramidových drah, zdokonaluje se hmat, vnímání pohybu a pojem o sobě samém. V období od 6.-8. roku dochází k dozrávání mozečku a jeho funkcí, s tím souvisí zdokonalení koordinace pohybu a rovnováhy (Kolář, 2012, s. 113-117, Vařeka a Vařeková, 2009, s. 131-138).

Ačkoli jsou geneticky dané hrubé motorické vzory, tak je nutné myslet na vliv okolního prostředí. Pokud má dítě dostatečné množství stimulů a intaktní CNS, tak je schopno dosáhnout vytvoření funkčních spojení vedoucích ke vzniku fyziologických stereotypů pohybu (Kolář, 2012, s. 113-117, Vařeka a Vařeková, 2009, s. 131-138).

### 1.3 Krokový cyklus

Krokový cyklus je soubor pohybů celého těla zejména dolních končetin, dále se zapojují pánev a horní končetiny, kdy dochází k opačné rotaci trupu a horních končetin oproti pánvi. Jedná se o pohyb cyklického charakteru, protože se skládá z opakujících se částí (Neumannová, et al., 2015, s. 8). Krokový cyklus se dělí na dvě fáze. Je to fáze švihová, která zaujímá asi 40 % cyklu a fáze opory, která je asi 60 % cyklu. Tyto dvě části se cyklicky opakují. Jedná se o takzvaný dvojkrok (stride) dle Wintera (2009), který je spojený ze dvou jednotlivých kroků (stepů) vykonaných oběma dolními končetinami. Jedná se o jeden z možných názvů krokového cyklu, kdy dojde ke kontaktu paty s podložkou a končí úderem paty druhé ipsilaterální končetiny (Kirtley, 2006). Při švihové fázi dochází v kyčelním kloubu k flexi a mírné zevní rotaci, zapojují se m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris a m. sartorius. V kolenním kloubu dochází k flexi a potom k extenzi. Hlavním svalem při extenzi kolene je m. quadriceps femoris, m. sartorius a mediální část flexorů kolena. V kotníku dochází k zapojení m. tibialis anterior, m. extensor digitorum a hallucis longus. Při zvyšování rychlosti dochází ke zvyšování aktivity těchto svalů. Ve fázi opory dochází k zapojení gluteálních svalů a poté se zapojí m. adductor longus. V koleni hraje hlavní úlohu m. quadriceps femoris, když dojde k jeho postupné relaxaci, tak nastoupí flexory kolena. V kotníku m. tibialis anterior a mm. peronei zabraňují padání špičky. M. soleus pomáhá stabilizovat stoj (Véle, 2006, s. 347-350).

Perry (2010) rozděluje krokový cyklus na 2 fáze a 8 podskupin. Tedy krokový cyklus začíná kontaktem paty s podložkou a končí stejným momentem, kdy tatáž dolní končetina se opět dotkne patou podložky (viz obrázek 1, s.15). První fáze krokového cyklu je stojná fáze, kdy první pohyb je počáteční kontakt (inicial contact). Dále noha reaguje na zatížení (loading response), následuje střed stojné fáze (midstance) a stojnou fázi ukončuje tzv. konečný stoj (terminal stand). Předšvihová fáze (preswing phase) chůzového cyklu je takovým milníkem mezi oporovou a švihovou fází, Perry (1992) jí považuje za konec oporové fáze. Švihová část začíná počátečním švihem (initial swing). Následuje střed švihové fáze (midswing) a ukončuje ji konečný švih (terminal swing). Počet podskupin se shoduje s počtem fází krokového cyklu, který byl použit ve studii Analysis of EMG Signals during Walking of Healthy Children. Tato studie se zabývala měřením EMG signálů při chůzi zdravých dětí. (Mohd-Nor, 2015, s. 316-322).



Jednotlivé fáze chůze pravé dolní končetiny: 1 – počáteční kontakt pravé dolní končetiny, 2 – fáze zatížení, 3 – střed stojné fáze; 4 – terminální fáze stoje, 5 – předšvihová fáze, 6 – počáteční švihová fáze, 7 – střed švihové fáze, 8 – terminální fáze švihu

**Obrázek 1** Jednotlivé fáze chůze (Kolář, 2012, s.48)

### 1.3.1 Dolní končetiny při chůzovém cyklu

Při **počátečním kontaktu (initial contact)** dochází k přípravě na převzetí celé hmotnosti těla, k absorpci nárazu „úderu paty“. Jedná se o zahájení stojné fáze. Noha je pouze v kontaktu s podložkou laterálním výběžkem hrbolu kosti patní. Dochází k úderu paty o podložku bez přenosu váhy. Pata se stává středem otáčení, protože veškerý pohyb této fáze je uskutečněn kolem ní. Mezi patou a podložkou dochází k působení reakční síly. Svalem, který drží dorzální flexi nohy v neutrální postavení, aby došlo k zhoupnutí přes patu a tím se stal pohyb ekonomičtější, je m. tibialis anterior. Svaly peroneální, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus jsou pomocnými svaly m. tibialis anterior, aby nedocházelo k padání špičky a následnému zakopávání o ní (Véle, 2006, s. 347-353). Dochází k velké potřebě stabilizace a udržení dynamiky pohybu, proto je nezbytně nutná pronace v subtalárním kloubu a supinace v kloubu transverzotarzálním. Toto postavení chodidla napomáhá i při nerovnostech terénu (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 51-63). V kolenním kloubu dochází k udržování mírné flexe zapojením m. quadriceps femoris, m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimebranosus. Souhra těchto svalů je nutná, aby nedocházelo k hyperextenzi kolena a jeho uzamčení. Odemčené koleno je při této fázi potřeba k absorpci nárazu a zároveň ekonomizaci pohybu (Whittle, 2012, s. 32-33). V kyčelním kloubu je z flexe cca 30°, které je dosaženo při švihové fázi předchozího krokového cyklu, dosaženo flexe nižší (udává se okolo 25°). Při této fázi se zapojuje m. gluteus maximus a ischiokruální svaly, které excentricky brzdí extenzi kolenního kloubu (Véle, 2006, s. 347-353).

Dále dochází k **reakci na zatížení (loading response)**, kdy nastane první dvojí opora kroku. Zde je důležitá stabilita pro přenos váhy na stojnou končetinu. M. tibialis anterior brzdí

dopad špičky a pomáhá excentrickou kontrakcí flektovat koleno tahem za tibii. Zároveň je flexe kolena zastavována pomocí m. quadriceps femoris (Vařeka, Vařeková, 2009). V kyčelním kloubu dochází ke snižování flexe až do nulového postavení. Dochází k zrychlení pohybu vpřed pomocí m. gluteus maximus, m. gluteus medius stabilizuje pánev a dále dochází k lehké vnitřní rotaci v kyčelním kloubu pomocí m. adductor magnus. Véle (2006) uvádí, že dochází ke kontra – rotaci obratlů pomocí hlubokých rotátorů páteře.

Třetí fáze cyklu je **mezistoj (midstance)**, což je první polovina jednooporové fáze. Whittle (2007) uvádí, že před fází midstance je ještě fáze opposite toe off, která je charakterizovaná odrazem druhé dolní končetiny o palec a plným kontaktem stojného chodidla o podložku. Kontaktem o zem dochází k postupné dorzální flexi v hlezenním kloubu. Z důvodu změny functum fixum na distální část končetiny je nutné zapojení m. triceps surae, aby tahem m. tibialis anterior za tibii nedošlo k pokrčení kolenního kloubu. Naopak dochází k největší aktivitě m. tibialis posterior, který udržuje neutrální postavení až supinaci v hlezenním kloubu, aby nedošlo k pronaci a everzi nohy (Véle, 2006). Kolenní kloub je stabilizován pomocí celého m. quadriceps femoris, ale zejména je aktivní m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Flexe v kolenním kloubu je 10°, avšak tento úhel je velmi proměnlivý, autoři se shodují, že závisí na terénu a rychlosti chůze (Whittle, Levine a Richards, 2012, s. 32-33). Důležitá je stabilizace trupu a pánve pomocí m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae, kdy se za fyziologický pokles ve frontální rovině považuje 5°. Tato fáze je zakončena nadzvednutím paty stojné dolní končetiny (Perry, Burnfield, 2010, s. 14-16).

Čtvrtá fáze je **konečný stoj (terminal stance)**, který ukončuje jednooporovou fázi. Začíná zvednutím paty stojné dolní končetiny a končí dotykem paty druhé dolní končetiny. Tato fáze je z pohledu balance velmi náročná. Stabilitě napomáhá uzamčení Chopartova kloubu a inverze v kloubu subtalárním (Neumannová et al., 2015, s. 12). V této fázi je důležitý sval m. gastrocnemius, který provádí plantární flexi nohy čili stoj na špičce z maximální dorzální flexe. Dochází k aktivitě plantárních flexorů nohy, elevaci paty, protahování plantární fascie a opoře o extendované metatarsophalangeální klouby. To je spojené s přípravou m. hallucis longus k odrazu. V kyčelním kloubu dojde k maximální extenzi a hned se začíná opět flektovat. Tím to je ukončena stojná fáze krokového cyklu (Perry, Burnfield, 2010, s.14-16).

Švihová fáze začíná **předšvihovou částí (preswing)**, kdy dochází k přípravě na švihovou fázi a končí fáze dvojí opory odrazem o palec. Zapojují se flexory kyčle a m. adductor longus, dále m. rectus femoris pro kontrolu flexe kloubu kolenního. Ve fázi počátečního švihu dochází k flexi v kyčelním kloubu pomocí m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. adductor longus a m. sartorius. K udržení chodidla se zapojí m. tibialis anterior. Nastává střední švihová fáze,



kdy jsou zapojeny zejména m. iliopsoas a m. tibialis anterior. Podobně je tomu i u terminální fáze, kdy se k těmto svalů přidávají svaly zadní strany stehna a mm. vasti. Dochází dorsiflexi hlezna zpomalení dopředného pohybu dolní končetiny. Tímto je ukončena švihová fáze krokového cyklu (Perry, 2010).

### **1.3.2 Horní končetiny při chůzi**

Horní končetiny jsou neodmyslitelnou součástí chůzového cyklu, protože lidské tělo a jeho pohyb je nutno brát jako celek, a ne pouze jako jednotlivé části. Pohyb horních končetin při chůzi je zařazen i do vyšetření chůze aspekci, kdy pozorujeme souhyb horních končetin jejich rytmus a koordinaci. Horní končetina je velmi důležitá i z hlediska ontogeneze, kdy je nejdříve potřeba jako část opory a uzavírá kinematický řetězec. Na konci 8. měsíce se objevuje lezení jako první zkřížená koordinace končetin (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 37-39). Horní končetiny jsou v lidské lokomoci nejdříve používány k rovnováze a k přidržování se nábytku a okolí. Švihové pohyby horních končetin jsou pravděpodobně určeny k tomu, aby nedocházelo k velké rotaci trupu. Vzpažit horní končetiny při chůzi je dítě schopno v momentě, kdy je dostatečně zralé CNS a stabilizovaná lopatka (Čápková, 2016, s. 8). Propojení dolních a horních končetin je komisurálním spoji, které jsou uloženy přímo v míše (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 51-63).

### **1.3.3 Trup a pánev při chůzi**

Při první fázi opory dochází k maximální rotaci pánve na stranu protilehlé dolní končetiny. Při flexi a extenzi kyčelního kloubu se pánev pohybuje ve frontální rovině do anteverze a retroverze. K udržení pánve ve frontální rovině je nutná aktivita svalů m. quadratus lumborum, m. iliopsoas a m. gluteus medius na kontralaterální straně. V trupu vzniká torzní moment, kdy jsou ramena natočena opačně než pánev rotovaná chůzí. Největší rotace je v oblasti thorako-lumbálního. V oblasti třetího sakrálního obratle se nachází těžiště těla, které mění svou pozici s pohybem těla (viz kapitola 1.4.1.4, s.19). Trup je z hlediska postury důležitou částí lidské lokomoce. Je nutné, aby při chůzi docházelo ke stabilizaci páteře a stabilizaci pánve díky fyziologické aktivitě posturálních svalů. Sval ovlivňující svou funkcí celou posturu je bránice, která je součástí dýchacích svalů. Z toho plyne vzájemná závislost mezi chůzí, posturou a bránicí (Staab et al., 2014, s.997-1002, Kolář et al., 2012, s. 233-246)

## **1.4 Biomechanika chůze**

Chůze je z hlediska biomechaniky velmi složitý proces. Jedná se o soubor pohybů, které se cyklicky opakují. Lidská chůze je komplexní děj, který zahrnuje koordinaci celého skeletu. (Kolář, 2012, s. 49).

### **1.4.1 Dynamické parametry chůze**

Kinetika se zabývá působením sil, které doprovází pohyb. Zde je nutné zohlednit několik Newtonových zákonů. Zákon akce a reakce se při lidské lokomoci promítá do reakční síly podložky. Oproti tomu zákon setrvačnosti se v lidské lokomoci uplatňuje v pohybu horních končetin při chůzi a ve švihové fázi krokového cyklu. Dále jsou vysvětleny dynamické komponenty v průběhu chůzového cyklu (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 51-63).

#### **1.4.1.1 Hlezno**

Hlezno se v průběhu pohybu je chová jako kolébka, aby došlo k zhoupnutí přes patu a tím využití již získané kinetické energie. Při úderu paty od podložky je chodidlo v dorzální flexi, dochází ke zhoupnutí přes patní kost. Dochází k excentrické kontrakci dorzálních flexorů (m. tibialis anterior), které brzdí setrvačné síly tlačící chodidlo k podložce. Tyto svaly přetahují chodidlo do supinace kolem osy transverzotarzálního kloubu, naopak v kloubu subtalárním dochází k pronaci. Následně se celé chodidlo dotýká podložky a tím je způsobena pasivní dorzální flexe, která je následována aktivní plantární flexí. Aktivní plantární flexe je způsobena tahem m. triceps surae. K tahu a překlopení přes hlavičky metatarzů využívá zpevnění chodidla uskutečněného svaly m. tibialis posterior a m. peroneus longus. Při odrazu se plně aktivuje m. gastrocnemius medialis. V subtalárním kloubu dochází k supinaci a v transverzotarzálním k pronaci. V tomto bodě se projevuje plantární aponeuróza a její kladkový mechanismus. Ve švihové fázi je hlezno přetahováno zpět do nulového postavení, aby nedošlo k zakopnutí o špičku (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 51-63).

#### **1.4.1.2 Kolenní kloub**

Kolenní kloub se úderem paty o podložku dostává z extenze do flexe (cca 15°), k tomuto pohybu mu dopomáhá vnitřní rotace bérce. Po ztlumení nárazu začíná docházet k postupné extenzi kolene a zevní rotaci bérce. Složitost kolenního kloubu jasně naznačuje, že je to kloub relativně slabý a náchylný ke zraněním. Tudíž je nutné, aby kolenní kloub spoléhal na svaly a vazy při chůzi, aby byla zajištěna jeho stabilita. Při chůzi je m. quadriceps femoris primárním svalem, který absorbuje náraz a váhu lidského těla. A svaly zadní strany stehna naopak stabilizují stojnou fázi, aby nedocházelo k hyperextenzi v kloubu. Ko-kontrakce agonistů a

antagonistů je důležitá k udržení stabilního kolena ve smyslu antagonistů a agonistů. Tyto svaly společně vyrovnávají a zmírňují nárazy, které se přenáší z paty na kolenní kloub a dále do vyšších segmentů (Strazza et al., 2017, s. 228-233). Při odrazu dochází v kolenním kloubu k maximální extenzi. Ve švihové fázi kroku začíná flexe kolene, které následně přechází do extenze, aby se mohl celý cyklus opakovat (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 51-63).

#### **1.4.1.3 Kyčelní kloub**

V první fázi krokového cyklu dochází k extenzi z cca 35° flexe v kyčelním kloubu. V této fázi je vektor reakční síly podložky vzadu, což odpovídá brzdění setrvační síly. Ze zevní rotace se kyčel dostává do vnitřní až do počátku švihové fáze. Kyčel v preswing fázi zahajuje flexi, kde je následně zbrzděna pomocí extenzorů kyčle. Flexe trvá po celou dobu švihové fáze (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 51-63).

#### **1.4.1.4 Těžiště těla v průběhu krokového cyklu**

Při bipedální lokomoci člověka se těžiště pohybuje někde v oblasti třetího sakrálního obratle v malé pánvi. Jedná se z biomechanického hlediska o pohyblivý bod, který mění svou polohu spolu s pohybem těla. Jedná se o bod, který se nazývá centre of mass (COM). V průběhu úderu paty o podložku se těžiště těla pohybuje setrvačnou silou vpřed a má za následek extenční působení na kyčelní kloub. K nejvyššímu místu se trajektorie těžiště dostává v období mezistoje. Naopak v nejnižším místě se nachází ve fázi dvojí opory. Na trajektorii těžiště má vliv velké množství faktorů. Mezi základní faktory patří sklon pánve, rychlost chůze, kvalita chůze, velikost rozsahů pohybu v kolenním, kyčelním i hlezenním kloubu, nerovnost terénu atd. Těžiště je umístěno vysoko nad opěrnou bází to znamená, že jsou velké nároky na udržení rovnováhy těla. Z toho důvodu je důležitý dostatečný svalový tonus. K posunu těžiště dochází ve vertikálním směru, což je nápadné zejména u akrálního typu chůze (Kolář, 2012, s. 48, Vařeka a Vařeková, 2009, s. 51-63).

### **1.4.2 Časové a prostorové parametry**

Časoprostorovými parametry chůze jsou rychlost, délka kroku a frekvence. Tyto parametry jsou zkoumány pomocí kinematiky.

**Rychlost** je velmi individuální faktor. Každý člověk má jinou přirozenou rychlost chůze, tato rychlost je pro daného člověka nejvíce ekonomická. Rychlost je potřeba uzpůsobovat terénu, ve kterém se člověk pohybuje, aby byl schopen včas zareagovat na překážku. Když je potřeba zvýšit rychlost chůze změní se její frekvence i délka kroku, je to však mnohem náročnější pro kardiovaskulární systém, než je ta přirozená. Naopak pokud

člověk zpomalí na rychlost, která mu není přirozená, tak jsou kladeny mnohem větší nároky na muskulaturu a CNS, protože u rychlejší chůze je větší vliv setrvačnosti. Při normální chůzi jsou nejnižší energetické nároky a zároveň i na CNS a člověk je schopen více kognitivních funkcí než při jeho ne tolik přirozené rychlosti (Véle, 2006, s. 346-353).

**Délka kroku** ovlivňuje rychlost chůze i její stabilitu, prodlouží-li se krok automaticky dojde k zúžení báze. Největším faktorem ovlivňujícím délku kroku je výška daného jedince a s tou související délka dolních končetin. Délka kroku se určuje jako vzdálenost dvou bodů, které jsou dány počátečním kontaktem dolních končetin. S tím souvisí i šířka báze, na které je závislá na stabilita (Whittle, 2007, s. 32-33).

**Frekvence** kroku je dána počtem kroků za určitý čas. K udržení určité rychlosti chůze potřebuje každý člověk jinou frekvenci. Lidé, kteří mají delší dolní končetiny, mají nižší frekvenci k udržení dané rychlosti než jedinci, kteří jsou nižšího vzrůstu a potřebují vyšší frekvenci. Obecně tedy nižší ženy a děti mají vyšší frekvenci než vysocí muži (Véle, 2006, s. 346-353).

### 1.4.3 Symetrie chůze

Fyziologická chůze by měla být symetrická v délce jednotlivých kroků, zatížení dolních končetin a aktivitě svalů dolních končetin. Tyto parametry jsou testovány během analýzy chůze. Asymetrie dolních končetin při chůzi by se dle Robinsona et al. (1987, s. 172-176) měla pohybovat do 10 %. Asymetrie může být spojována s lateralitou dolních končetin nebo s naučeným pohybovým stereotypem. Strukturální rozdíly dolních končetin a rozdílná aktivita svalů je u člověka v jisté míře běžná. Každý jedinec má jednu dolní končetinu dominantní a nedominantní. Další asymetrie pramení z toho, že dolní končetiny jsou při chůzi dle aktivity svalů rozděleny na opěrnou a odrazovou. V krokovém cyklu se aktivita odrazové a opěrné střídá, však dle EMG zůstává i při běžné chůzi tato preference zachovaná (Staab et al., 2014, s. 997-1002, Sadeghi et al., 2000, s.34-45).

Vliv na asymetrii má také antropometrie člověka, kdy se od délky končetin odvíjí délka kroku. Rozdíl v délce končetin může následně způsobovat asymetrii v měření reakční síly podložky. Antropometrické měření funkční a anatomické délky dolních končetin je jednou ze základních dovedností každého terapeuta (Polk et al., 2017, s. 1-7, Staab et al., 2014, s. 997-1002).

Díky analýze chůze jsme schopni odhalit různé asymetrie, což je velkým přínosem pro neurologii, ortopedii, sportovní lékařství a fyzioterapii. Zároveň jsme schopni díky určitému stupni asymetrie poznat, co má vliv na tuto patologii, zda onemocnění, trauma nebo bolest.

## 1.5 Aspekty řízení lidské lokomoce

Řízení lokomoce pohybu je nedílnou součástí chůze. Lidská lokomoce je unikátní tím, že je vzpřímená a bipedální. Z toho plynou velké nároky na CNS, osový orgán těla a biomechaniku. Cílem nervové soustavy je udržet vzpřímenou polohu těla a rovnováhu při chůzi. Co se týče řízení chůze, lze na bipedální lokomoci pohlížet z mnoha pohledů. Jedná se o složitý kognitivní proces, při kterém jsou zapojeny části vyšší úrovně řízení CNS. Celý nervový systém je hierarchicky uspořádaný a je nutná spolupráce všech jeho složek. Zejména při ztížení podmínek chůze, například chůze v terénu nebo po čáře, je nutná pozornost, a ne zcela automatické zapojování svalových skupin a jejich cyklické opakování (Mirelman, et al., 2018, s. 119–134). Kontrola lokomoce je prováděna na několika úrovních CNS. Zapojují se zde téměř všechny části CNS, jako je mícha, mozkový kmen, mozeček, bazální ganglia a další. Nutná je spolupráce s PNS – periferní nervovou soustavou, a to nejen těch aferentních, ale i eferentních částí. Bez aferentace z vnějšího prostředí nelze provést plynulý pohyb. Mimo jiné je velmi důležitá funkce limbického systému, která obsahuje motivaci k pohybu a každý pohyb začíná myšlenkou na pohyb samotný. Jedná se o ideomotoriku (Čápková, 2016, s.18, Takakusaki, 2017, s. 1-17, Dylevský, 2009, s. 39-58).

Na kortikální úrovni se zapojují hierarchicky nejvyšší centra motoriky. Mozková kůra řídí volní motoriku, kdy má za úkol naprogramování pohybu s následnou realizací. Primární motorická kůra má svůj vliv na řízení úmyslné hybnosti, zatímco sekundární motorická kůra má za úkol spíše hrubou motoriku. Tyto motorické kůry přímo souvisí s pyramidovou dráhou, která vede informace k míše, kde se pomocí alfa-motoneuronů předních rohů míšních aktivují rychlé a přesné fázické pohyby (Mirelman, et al., 2018, s. 119–134, Takakusaki, 2017, s. 1-17, Dylevský, 2009, s. 54-58).

Subkortikální úroveň řízení má na starost mimovolní motoriku, základní pudy a emoce. V této oblasti je mozkový kmen, který má na starosti spíše somatický, autonomní a endokrinní systém a zúčastňuje se regulace svalového tonu. Retikulární formace nastavuje tonus antigravitačních svalů, inhibuje a facilituje míšní reflexy. Mozeček má na starost vzpřímený stoj a porovnání myšlenky pohybu s jeho realizováním. Spolu s bazálními ganglii uskutečňuje mozeček interakci s okolním prostředím, která obsahuje dvě složky feedback a feedforward adaptaci. Tyto adaptace jsou nedílnou součástí v momentě, kdy člověk do něčeho narazí, o něco zakopne, nebo například uklouzne. V rámci feedforward adaptace by člověk měl tuto překážku překročit, nebo ji obejít, pokud ovšem přichází správná vizuální informace. CNS se dle

vizuálního vjemu připraví na velikost překážky a dochází ke změně kroku, kdy je nutná souhra svalových skupin, které reagují na změnu těžiště, rytmu a rychlosti chůze. Další částí je limbický systém s částí zvanou amygdala, která ovlivňuje motoriku spojenou s emocemi (Weerdesteyn, et al., 2018, s. 135–146, Takakusaki, 2017, s. 1-17, Dylevský, 2009, s. 43-54).

Na míšní úrovni je řízení motoriky čistě reflexní a podílí se na něm alfa-motoneurony, gama-motoneurony a interneurony. Alfa-motoneurony ovlivňují přes nervosvalové ploténky přímo sval. Gama-neurony jsou spojeny se svalovými vřeténky a mají vliv na zpřesnění pohybů mezi agonistickými a antagonistickými svaly. Interneurony jsou spojeny s vyššími řídicími centry a mají na starost excitaci a inhibici (Takakusaki, 2017, s. 1-17, Dylevský, 2009, s. 39-43).

### **1.5.1 Role centrálních generátorů pohybu v lokomoci**

Nedílnou součástí jsou takzvané centrální generátory lokomoce (CPG – central pattern generators). CPG udávají rytmus lokomoce, bez nutnosti periferní aferentace. Jedná se o sít neuronů uložených v míše, kdy v cervikální oblasti páteře se nacházejí CPG horních končetin a v lumbosakrální oblasti páteře jsou uloženy pro funkci dolních končetin (Kračmar, Chrástková, Bačáková, 2016). CPG ovlivňují i jiné funkce lidského těla jako je například dýchání, jsou takzvanými pacemakery. Z několika studií na zvířatech, například na kočkách a laboratorních potkanech, kdy došlo k decerebraci a přetnutí míchy v oblasti thalamu. Bylo prokázáno, že lze pomocí chodícího pásu navodit rytmickou aktivitu krokového cyklu. K velmi podobným výsledkům se došlo při zkoumání pacientů s kompletní transversální míšní lézí, kdy jim byly stimulovány míšní síť kaudálně od místa léze s následným vyvoláním motorické odpovědi v podobě rytmického opakování krokového cyklu (Dimitrijevic, Gerasimenko, Pinter, 1998, s. 360-376). CPG musí být pomocí CNS dále regulovány, aby docházelo k přesnosti a variabilitě pohybu. Supraspinální centra regulují, o který pohyb se jedná. Toto je ovlivňováno z mesencefalické lokomoční oblasti z retikulární formace. CPG jsou dále ovlivňována mozečkem, bazálními ganglii a senzoricou kůrou. Dochází zde k regulaci intenzity činnosti CPG, udržování rovnováhy, přizpůsobení zevním podmínkám. Senzorická kůra reguluje koordinaci lokomoce s dalšími pohyby a zevním prostředím. V neposlední řadě jsou ovlivněny chemickými látkami tzv. neuromodulátory, které mají vliv na synapse a citlivost receptorů. Neuromodulátory mají vliv na flexibilitu pohybu a pokud působí proti sobě, tak zajišťují stabilitu daného procesu. Pro správnou funkci CPG je důležité jejich vzájemné ovlivňování a díky tomu dochází k rychlejšímu přizpůsobení na zevní podmínky (Orel, Facová, 2009, s. 40-46).

## 1.6 Možnosti vyšetření chůze a rehabilitace chůze

### 1.6.1 Klinické vyšetření chůze

Klinické hodnocení chůze je cíleným, jednoduchým procesem, který se používá v rehabilitaci naprosto běžně. Chůze se v klinické praxi vyšetřuje nejčastěji aspekci, kdy je nutná znalost fyziologického vzoru chůze. Díky tomu lze porovnat chůzi s fyziologickým obrazem a odhalit její patologie. (Bastlová, et al. 2015). Důležité je dodržovat několik pravidel, aby byl pacient bos a ve spodním prádle, protože je tak vidět co nejvíce odchylek. Při chůzi se ukáže největší množství poruch ortopedických i neurologických. Je vhodné nejprve vyšetřovat pacientem zvolenou, co nejvíce přirozenou rychlost chůze a poté změnit rychlost chůze a začlenit určité modifikace (Poděbradská, 2018, s. 113). Ideální je vyšetřovat chůzi zepředu, zezadu i z boku. Z hlediska fyzioterapeuta jsou důležité určité parametry kvalitativní a kvantitativní (Kolář, 2012, s.49).

- Délka kroku a její symetrie
- Šířka opěrné báze
- Rytmus
- Souhyb horních, dolních končetin a trupu
- Vzdálenost a rychlost chůze
- Způsob došlapu, odvíjení chodidla od podložky a následného odrazu

Dále je potřeba si všimnout oblasti kolenního kloubu ve stojné fázi, zda nedochází k hyperextenzi kolene. Důležité je sledovat vzájemné propojení kyčelního kloubu, pánve a lumbosakrální oblasti páteře. Pánev by se měla lehce posunovat laterálně a dále může docházet k lehkému sešikmení dolů k dolní končetině, která je ve švihové fázi. Nemělo by docházet k lordotizaci thorakolumbálního úseku páteře. Horní končetiny by měli přirozeně kopírovat pohyb hrudní páteře a navazovat na něj. Hlava zůstává ve fyziologickém postavení. Jakákoli odchylka v jedné z popsaných částí je známkou odchylky od fyziologie nebo jejího řetězení (Kolář, 2012, s. 49).

V poslední době se analýza chůze provádí v omezeném prostoru a my hodnotíme pouze několik krokových cyklů (Mirelman, et al., 2018, s. 119-134). Lze využít několik testů, které standardizují klinické testování: Dynamic Gait Index (DGI), Functional Gait Assessment (FGA), 6 Minute Walk Test (6MWT), 10 Meter Walk Test (10MWT), Timed Up and Go (TUG) a další (Bastlová, et al. 2015).

10 Meter Walk Test, který udává rychlost chůze na 10 m dlouhém úseku. Do testování se počítá pouze 6 m dlouhý úsek, který se měří třikrát a zapisuje se jejich průměr. Pacient je vyzván ke klidnému tempu chůze ve vzdálenosti 10 metrů. Stopky se zapínají, když pacient

dosáhne 2 metry dlouhé vzdálenosti a konec měření je ve vzdálenosti 8 metrů od startu, aby se eliminovalo zpomalení rychlosti na konci a na začátku (Bastlová, et al., 2015). Byla prokázána velká spolehlivost tohoto testu při opakovaném měření, kdy je vhodné, aby byly trvale označeny vzdálenosti, ve kterých se testování provádí. Ideální se jeví doplnění testu o 6MWT (Cheng, et al., 2019). Dále byl porovnáván 10 MWT a 4 Meter Walk Test, který se zdál schůdnější pro starší jedince, bylo však prokázáno, že nevykazuje dostatečně velkou míru platnosti testu a 10 MWT je vhodnější pro hodnocení rychlosti chůze (Peters, Fritz a Krotish, 2013).

Modifikované vyšetření chůze se využívá k prokázání některých odchylek, které byly zjištěny v průběhu vyšetření normální chůze. Dále se zde mohou projevit poruchy, které předtím nebyly zjištěny. Mezi tyto modifikace patří chůze o zúžené bázi nebo po čáře, která se využívá pro zjištění poruchy rovnováhy na úrovni CNS. Druhý typ modifikace je chůze pozpátku, která prokazuje oslabení extenzorů kyčelního kloubu (Opavský, 2003, 74-77). Chůze po měkkém povrchu nám ozřejmí kvalitu proprioreceptorů dolních končetin. Dále lze využít chůzi s kognitivním úkolem na vyřazení volní kontroly chůze. Pro ozřejmění laterální nestability pánve se používá chůze s elevací horních končetin (Kolář et al., 2012, s. 49).

## **1.6.2 Přístrojová vyšetření a terapie chůze**

### **1.6.2.1 Povrchová elektromyografie**

Povrchová elektromyografie je využívána v kineziologických studiích (Mohd-Nor, Zakaria, Jailani, 2015) ke zhodnocení míry aktivace určitých svalů. Výhodou této technologie je, že je to neinvazivní metoda (Kolářová, 2014, s. 75-92). EMG je široce používána jako nástroj k pochopení rozdílů mezi fyziologií a patologií chůze u dětí a dospělých. Je snímána intenzita a načasování v průběhu určité fáze kroku nebo v průběhu celého krokového cyklu. Tato metoda nám může říct mnohé o intenzitě svalové únavy a zároveň o neurologické kontrole chůze. Časové a prostorové parametry chůze jsou snímány ve stojné a švihové fázi kroku. Délka kadence je snímána pomocí EMG ve spolupráci s dalšími metodami (Stefano et al., 2003). Metoda EMG snímá několik svalů současně a zároveň neinvazivně. Využívá akční potenciál neuromuskulární ploténky, který se šíří celým svalovým vláknem během kontrakce. Tento signál vzniká depolarizací sarkolemy. Velikost elektromyografického signálu je dána množstvím svalových vláken zapojených při dané aktivitě. Ve většině případů se elektrody umísťují v průběhu svalových vláken, kdy jsou umístěny 2 elektrody na jeden sval. Díky dvěma elektrodám se minimalizuje možnost snímání více svalů najednou. Kvalita signálu může být ovlivněna několika faktory. Jedná se o velikost tukové vrstvy mezi elektrodou a snímaným



svalem, umístění svalu, velikost svalu a svalového bříška, typ svalového vlákna, teplota a aktivita okolních svalů. Je nutné být přesný v umístění elektrod, kdy musí být umístěny na svalové bříšku zhruba 0,5 – 4 cm od sebe (Krobot, Kolářová, 2011, s. 5, Kolářová et al., 2014, s. 75-92).

Před samotným měřením je pacient poučen o průběhu měření a způsobu nalepení elektrod. Místa, kde budou umístěny elektrody, jsou oholená a očištěná od mastnoty a odumřelé pokožky. K očištění je použita abrazivní pasta nebo alkohol, aby následně došlo k dobré fixaci elektrod. Zřetel je potřeba brát na umístění zesilovače signálu a popřípadě kabelů, které by mohly mít rušivý vliv na výsledné měření (Krobot, Kolářová, 2011, s. 36, Kolářová et al., 2014, s. 75-92).

Výhodou povrchového EMG je neinvazivní aplikace. Díky tomu lze aktivitu svalů u pacientů snímat opakovaně a pomocí opakovaného snímání porovnat vliv terapie. Tato metoda se dá použít v dlouhodobém spektru nebo krátkodobém jako je vstupní a výstupní hodnocení. Surová data ze senzorů jsou zaznamenána do počítače, který obsahuje program na verifikaci získaného signálu. V momentě, kdy jsou data upravena je možné je statisticky vyhodnotit. Výhodou tedy zůstává využití EMG k výzkumu v oblasti aktivity svalů u pacientů s neurologickým a ortopedickým onemocněním (Kolářová et al., 2014, s. 75-92).

#### **1.6.2.2 Gyroskop**

Gyroskopy jsou zařízení, které snímají úhlovou rychlost daného segmentu. K analýze chůze mohou být využity gyroskopy, které jsou obsaženy v senzorech spolu s akcelerometry. Data ze snímání úhlové rychlosti jsou v jednotkách °/s. Stejně jako u akcelerometrů lze zvolit počet os, na kterých bude úhlová rychlost snímána. Ke snímání lze využít osy x, y, z, abychom dostali 3D záznam. V klinické praxi se gyroskopy používají ke zjišťování úhlu v daném kloubu při pohybu, délky kroku a rychlosti, kterou byl krok vykonán. Jsou vhodným senzorem ke snímání držení těla a chůze, k výchytkám pohybu při chůzi jsou vhodnější akcelerometry. Existují akcelerometry, které se připevňují pomocí pásky například na kotníky. V zamezení vzniku chyb spojenými s otřesy při došlapu je vhodné využití zabudovaného gyroskopu v senzoru Trigno IMU/EMG.

#### **1.6.2.3 Chodící pásy**

Chodící pásy jsou využívány k analýze chůze a její následné rehabilitaci. Velkou výhodou chodících pásů je, že je nastavena konstantní rychlost, díky elektricky poháněnému pásu, a v této rychlosti lze snímat velké množství krokových cyklů. Chodící pásy, které mají zabudovanou silovou plošinu jsou schopny snímat silové působení odrazu a došlapu při chůzi.

Toto je umožněno díky piezoelektrickým a tenzometrickým snímačům, jejich napětí je konvertováno na elektrický signál k následnému zpracování (Kolářová et al., 2014, s. 35-61).

V terapii a analýze chůze je možné využít chodící pás C-Mill nebo Zebris. Systém Zebris je se softwarem FDM-T je využíván ke snímání rozložení statických a dynamických sil. Tento přístroj je vhodný k nácviku chůze i u méně mobilních pacientů, protože je vybaven nájezdovou plošinou, teleskopickými madly a závěsným bezpečnostním systémem. Závěsný bezpečnostní systém má nosnost až 135 kg a je možné nastavit míru opory, která je pacientovi poskytována. Tento systém je tvořen bezpečnostní vestou, která má 3 velikosti a dá se upnout i okolo steh. Teleskopická madla jsou další potřebnou částí pásu. Výška i šířka madel lze nastavit pacientovi na míru a zajišťuje možnou oporu po obou stranách pás. Na těchto madlech je umístěno i „stop tlačítko“, které pás ihned zastaví. Pro větší bezpečnost však při zastavování terapeut postupně zpomaluje rychlost pásu až do zastavení. Maximální rychlost pásu je 10 km/h a změna rychlosti je o 0,1 km/h. Pás Zebris lze využít i k terapii chůze v terénu. Je zde možné nastavit sklon pásu. V neposlední řadě je možné využít dataprojektor, který je schopen promítat různé překážky na pás. Pro zpětný chod se dá využít k terapii a analýze chůze pozadu. A spolu s videokamerami umožňuje i zpětnou analýzu chůze (Kolářová et al., 2014, s. 38-50).

C-Mill je pás, který analyzuje časoprostorové a silové parametry chůze. Větší maximální rychlost pásu, která se udává až 12 km/h, je vhodná nácviku chůze i běhu. Využívá se k symetrizaci krokového cyklu a díky softwaru CueFors lze analyzovat přirozenou chůzi pacienta tzv. *free gait* a následně krokový cyklus během terapeutické jednotky *cued gait* (Kolářová et al., 2014, s. 54-61).

### **1.6.3 Možnosti terapeutického ovlivnění kvality chůze**

#### **1.6.3.1 Standartní kinezioterapie chůze**

Chůze jako nejpoužívanější prvek lidské lokomoce je často zasažen neurologickými a ortopedickými onemocněními nebo traumatem. Cílem léčebné rehabilitace je zkvalitnění funkce dolních končetin. Chůzi se zabývá velké množství terapeutických postupů jako jsou například Bobath, Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (dále PNF), metoda Vojtovy reflexní lokomoce, koncept Bazálních programů a podprogramů Jarmily Čákové (dále BPP), dynamická neuromuskulární stabilizace (dále DNS) a další manuální rehabilitační techniky.

Koncept manželů Bobathových je nedílnou součástí léčebné rehabilitace. Jedná se o koncept, který se zabývá dynamickou posturální kontrolou a jejím vlivem na rovnováhu, aktivitu postury během pohybu a po jeho dokončení. Tento postup je zaměřený na inhibici spasticity, facilitaci fyziologického pohybu a na prevenci deformit. Bobath koncept je

specifický svým zaměřením na funkci, a ne seznam s analytickým cvičením. Je to 24-hodinový koncept, který je interdisciplinární. V terapii chůze se s ním můžeme setkat u dětských pacientů a také u neurologických. Cílem Bobath konceptu je obnovení fyziologických funkcí posturální kontroly. Toho lze dosáhnout handlingu a placingu, kdy má terapeut možnost přímo zasáhnout do průběhu pohybu a iniciovat fyziologický pohyb nebo ho řídit a organizovat. Fyzioterapeut je schopen při chůzi redukovat počet stupňů volnosti a stabilizovat pacienta ve vertikální poloze (Vyskotová, Krhutová, 2014, s. 117-120, Kolář et al., 2012, s. 310-312).

PNF je terapeutický koncept zabývající se facilitací fyziologických vzorů pohybu. Tato metoda na rozdíl od Bobath konceptu má přesně daný postup, který je zapotřebí dodržovat. Při terapii chůze je využíváno vzorů PNF, které jsou přímo zařazeny do jednotlivých fází krokového cyklu. U této metody není brán potaz pouze na zesílení jednotlivých svalů dolních končetin, ale na jejich zapojování v přesné fyziologické souslednosti. Při chůzi jsou vyžity vzory PNF na dolní končetiny, ale i vzory pánve, trupu a horních končetin. Z toho plyne, že terapie PNF je vhodnou rehabilitační technikou lokomoce s ohledem na lidské tělo jako celek (Bastlová, 2018, s. 107-112).

Metoda Vojtovy reflexní lokomoce je založena na empirické zkušenosti ve vyvolání reflexní odpovědi na určité stimuly. V terapii chůze se využívá zejména u dětských pacientů, její účinky jsou však prokázány u pacientů s míšní lézí. Díky spoušťovým zónám jsme schopni aktivovat oslabené svaly a využít vrozeného pohybového programu. Nevýhodou této terapie je, že je čistě pasivní a pacientova aktivita není žádaná. Díky správnému terapeutickému zásahu jsme schopni nastartovat fyziologickou vertikalizaci a lokomoci (Vyskotová, Krhutová, 2014, s. 123-134, Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 83-89).

Na metodu Vojtovy reflexní lokomoce navazuje koncept BPP, který je založený na bazálních programech. Spolu s Bobath terapií a metodou Vojtovy reflexní lokomoce je nejčastěji využíváný k léčbě dětských pacientů. Další využití BPP je u neurologických pacientů, kdy dojde opět k fyziologickému nastartování svalových skupin. Využívá centrace lopatky ke zkvalitnění posturálních funkcí a zlepšení lokomoce. V období kolem 4. roku života člověka je dítě schopno jít se vzpaženými horními končetinami, a to jen díky tomu, že je centrovaná lopatka a na to navazující kvalitní postura. Koncept BPP zakládá na tom, že je nutná kvalitní postura k fyziologické lokomoci a lidské tělo bere jako celek, kdy i kvalitu chůze lze ovlivnit kvalitně zacentrovanou lopatkou. Centrace lopatky má dle konceptu BPP vliv na stabilitu pánve, centraci kyčelního kloubu a stabilizaci páteře (Čápková, 2016, s. 155, 170, 179).

Metoda Dynamické neuromuskulární stabilizace (dále DNS) se zabývá jednotlivými svaly a jejich funkcí v průběhu lokomoce. Nejedná se pouze o analytické cvičení určené pro

individuální svaly, ale o komplexní zapojení celého těla s fyziologickou funkcí postury. V terapii chůze je nutné správné zapojení bránice a fyziologická posloupnost náborů svalů. V DNS terapii jde o nácvik posturální stabilizace páteře a pánve, stereotypu dýchání spojeným se stabilizační funkcí bránice a napřímení páteře v lidské lokomoci. Metoda DNS bere lidské tělo jako celek a spolu s výše zmíněnými metodami je vhodnou terapeutickou metodou (Kolář et al., 2012, s. 233-246).

V léčebné rehabilitace je nutný komplexní a individuální přístup ke každému pacientovi. Výše jsou vybrané metody, které jsou nejvíce používané v lidské lokomoce. Spolu s ošetřením měkkých tkání, relaxačními technikami a mobilizacemi se jedná o komplex léčebné rehabilitace. V klinické praxi se používá kombinace klasické terapie s tou přístrojovou, aby bylo dosaženo co nejlepších výsledků.

### **1.6.3.2 Robotická terapie chůze**

V moderní rehabilitaci se využívá i robotických zařízení, která terapeutům pomáhá s vertikalizací a lokomocí. Robotická rehabilitace je velmi vyhledávaná, protože usnadní fyzickou práci terapeutům, zároveň poskytuje bezpečný a intenzivní terapeutický zásah. Nevýhodou zůstává vysoká cena jednotlivých přístrojů a není zde zachován individuální přístup k jednotlivým pacientům.

Lokomat je přístroj k terapii chůze u pacientů s neurologickými onemocněními jako jsou roztroušená skleróza, cévní mozková příhoda, kraniotrauma, míšní léze a svalové atrofie. Díky lokomatu je facilitován chůzový mechanismus ve vertikální poloze. Díky nosnosti závěsného systému až 135 kg je možné vertikalizovat i pacienty, kteří nejsou schopni samostatného stoje. Každý z přístrojů obsahuje nastavitelné ortézy na dolní končetiny, závěsný systém a elektricky poháněný chodící pás. Robotické ortézy se nastaví, tak aby byla přizpůsobena rychlost chůze rychlosti pásu. Možné je také nastavit intenzitu podpory ortéz a odlehčení pomocí závěsného systému. Veškerá terapie je prováděna za přítomnosti zaškoleného terapeuta (Kolářová et al., 2014, s. 122-124, Vyskotová, Krhutová, 2014, s. 93-94).

Robotický exoskelet pro nácvik chůze se používá při terapii u lidí s neurologickým nebo ortopedickým postižením, které znemožňuje chůzi. Jedná se o několik ortéz, které se připevní na dolní končetiny a trup. Tyto ortézy vykonávají pohyb místo svalů dolních končetin a zároveň udržují stabilitu pacienta. Exoskeletů je několik druhů první z nich je ovládaný přenosem váhy pacienta, nebo alespoň jejím naznačením. Když senzor zaznamená změnu přenosu váhy, tak udělá krok odlehčenou dolní končetinou. Celý přístroj dopomáhá ovládat terapeut. Druhá

možnost je využití snímaných signálů z mozku, které aktivují pomocí pneumatických svalů pohyb končetiny (Vyskotová, Krhutová, 2014, s. 96).

Další přístroje s využitím pro terapii lidské chůze jsou MOTOmed a G-EO-Systém. MOTOmed je přístroj, který je určen k aktivnímu a pasivnímu pohybu dolních končetin. Tento přístroj vykonává pohyb jako při jízdě na kole a díky nastavitelné intenzitě pomoci slouží k posílení svalstva dolních končetin. G-E-O-Systém je přístroj sloužící k stimulaci chůze po rovině, do schodů a ze schodů a v terénu. Tento přístroj lze navíc propojit s virtuální realitou, kdy je stimulovaná chůze spojená s vnímáním konkrétních scénářů (Vyskotová, Krhutová, 2014, s. 95-97).

Všechny výše zmíněné robotické přístroje jsou využitelné k rehabilitaci chůze. Standardní terapii však nejsou schopni nahradit. I přes velké možnosti různých nastavení není možné nastavit přístroj individuálně na každého jedince jako jsme schopni u individuální terapie. Zároveň jsou však účinné v kvantitě provedení pohybu, která je mnohonásobně vyšší než u standardní terapie (Belda-Lois et al, 2011, s. 1-14).

## 2 Cíle diplomové práce

Cílem této diplomové práce bylo zaznamenat aktivaci svalů při chůzi na chodbě a chodícím páse. Vzájemně tyto hodnoty porovnat a následně popsat jejich rozdíl.

1. Porovnání zapojení m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis při chůzi na chodbě a na chodícím páse.
2. Porovnání rychlosti chůze na chodícím páse a chůze na chodbě.
3. Porovnání aktivity svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny.
4. Zhodnocení stejné fáze krokového cyklu a jejího rozdílu při chůzi na chodícím páse a po rovině.

### 2.1 Hypotézy

**H<sub>01</sub>:** Aktivita svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius je stejná při chůzi na chodícím páse i po chodbě.

**H<sub>A1</sub>:** Aktivita svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius není stejná při chůzi na chodícím páse i po chodbě.

**H<sub>02</sub>:** Přirozená rychlost chůze je stejná při chůzi na chodícím páse i po chodbě.

**H<sub>A2</sub>:** Přirozená rychlost chůze není stejná při chůzi na chodícím páse i po chodbě.

**H<sub>03</sub>:** Hodnoty naměřené gyroskopem jsou stejné ve stejné fázi krokového cyklu na chodbě i na chodícím páse.

**H<sub>A3</sub>:** Hodnoty naměřené gyroskopem jsou stejné ve stejné fázi krokového cyklu na chodbě i na chodícím páse.

**H<sub>04</sub>:** Aktivita svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius snímaná pomocí pEMG je stejná na dominantní i nedominantní dolní končetině.

**H<sub>A4</sub>:** Aktivita svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius snímaná pomocí pEMG není stejná na dominantní i nedominantní dolní končetině.

### **3 Metodika**

Měření diplomové práce probíhalo v Kineziologické laboratoři oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc v období od prosince roku 2019 do dubna roku 2020. Experimentální měření probíhalo za podpory grantu IGA\_FZV\_2019\_006.

#### **3.1 Testovaný soubor a jeho charakteristika**

Testovaný soubor obsahoval 17 jedinců (8 žen a 9 mužů) ve věku 48,6 let ( $\pm 3,9$ ). Toto věkové rozmezí bylo definováno z důvodu, aby šlo následně porovnat se skupinou pacientů, kteří prodělali CMP. Porovnání těchto dvou skupin bylo součástí většího výzkumu. Vstupní kritérium pro zařazení do studie bylo, že testovaní jedinci museli být zdraví, bez akutního ortopedického, neurologického, muskuloskeletárního, závažného interního problému, bez poruch rovnováhy nebo jiných patologií ovlivňujících chůzi. Testovaní jedinci nesměli být v akutní nebo chronické fázi bolesti. Všichni testovaní probandi potvrdili, že neprodělali žádné onemocnění, které by mohlo mít vliv na výsledky našeho měření. Vzhledem k věkovému rozmezí testované skupiny nám vždy muselo být potvrzeno, že v poslední době nebyli hospitalizováni s žádným zdravotním problémem. Jedinci, kteří nesplňovali výše zmíněná kritéria, byli z výzkumu vyřazeni. Každý z měřených jedinců byl dotázán, zda je pravák nebo levák. K určení laterality končetin jsme vycházeli z předpokladu, že je dominance strany stejná u horní i dolní končetiny (Tichý et al., 2013, s. 155-159). Ke kontrole laterality jsme předpokládali, že z přesně dané výchozí pozice testovaný vykročí, při vyzvání k běžné přirozené chůzi, dominantní dolní končetinou. Z testovaných 17 jedinců byl pouze jeden s dominantní levou dolní končetinou a 16 jedinců s dominantní pravou. Všichni účastníci daného výzkumu byli měření dobrovolně a byli poučeni o všech možných rizicích, která by mohla z měření vyplývat. Všichni probandi byli informováni o přesném průběhu měření a svůj souhlas s participací na měření potvrdili podpisem informovaného souhlasu, schváleného Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci. Přesné znění informovaného souhlasu etické komise je v Příloze č. 1, s. 72 a v Příloze č. 2, s. 73.

#### **3.2 Průběh měření**

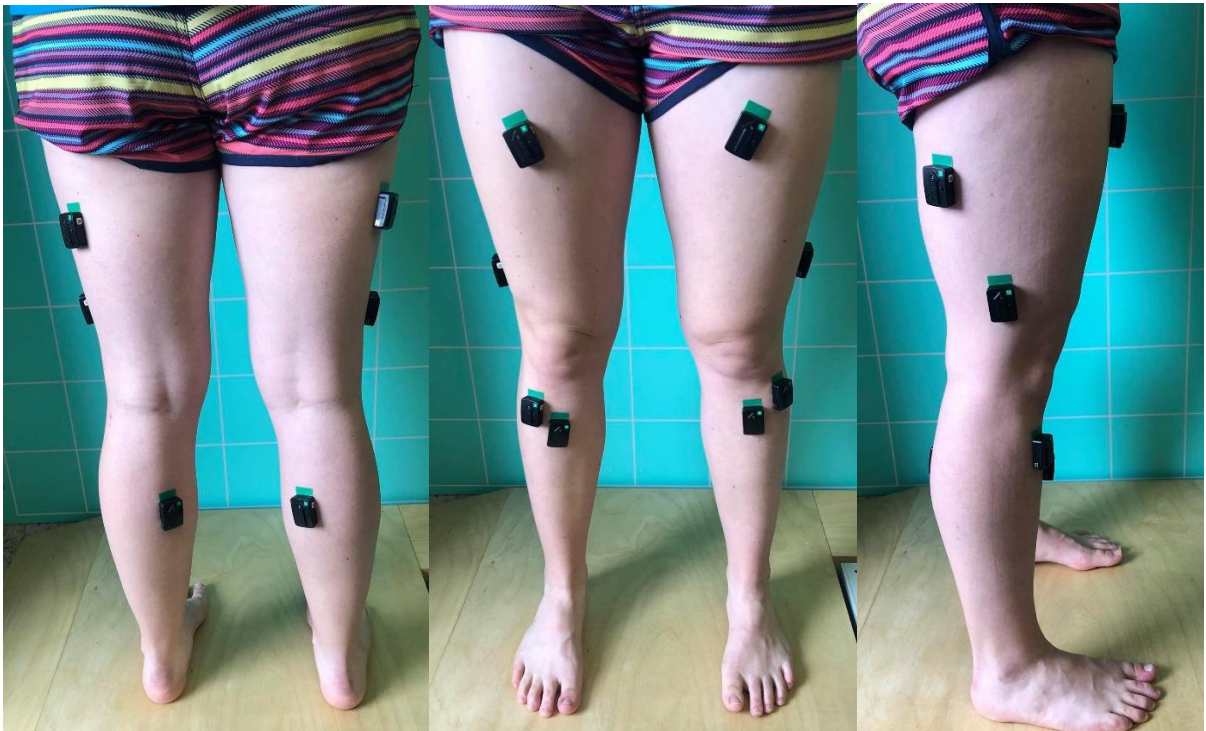
##### **3.2.1 Aplikace elektrod**

Měření předcházela aplikace elektrod na kůži nad pečlivě vypalované svalové bříško. Ke snímání svalové aktivity byl využit senzory Trigno IMU/EMG firmy Delsys. Místo určené pro aplikaci elektrod ke snímání svalové aktivity bylo nejdříve oholeno a očištěno abrazivní pastou k odstranění odumřelých kožních buněk. Elektroda byla fixována na očištěnou kůži

samoadhezivními páskami pro eliminaci pohybových a jiných artefaktů. Každý ze svalů byl jednotlivě palpovaný a dále byl dán přesný pokyn k izometrické aktivitě daného svalu, dle knihy Svalové funkční testy (Janda, 2004), aby došlo k co nejvíce přesnému umístění elektrod. Každá z elektrod byla přilepena paralelně s průběhem vláken svalu a zároveň tak, aby šipka, která je na senzorech umístěná, směřovala kraniálně. Byly aplikovány elektrody (8 elektrod) povrchového EMG na obě dolní končetiny na svaly (viz Obrázek 2, s. 32):

- m. tibialis anterior dx., sin.
- m. gastrocnemius medialis dx., sin.
- m. rectus femoris dx., sin.
- m. biceps femoris dx., sin

Dále byly nalepeny akcelerometry/gyroskopy (5 elektrod) na osu tibie, femuru a sacrum.



**Obrázek 2** Příklad umístění elektrod pohled zezadu, zepředu a z boku

### 3.2.2 Měření chůze

Měření svalové aktivity a akcelerace bylo realizováno během dvou typů chůzí. Jednalo se o chůzi na chodbě (běžnou chůzi) a chůzi na chodícím páse. K eliminaci efektu pořadí na výsledky, bylo pořadí hodnocené chůze randomizované.

Měření běžné chůze probíhalo na chodbě na 10 m dlouhém úseku. Tento úsek chodby byl předem označený a celý prostor byl zajištěný, aby nedocházelo k rušení experimentu (viz Příloha 3, s. 74). Pro všechny měření byla přesně daná výchozí pozice testovaného jedince.



Proband byl vyzván k napřímení stoje, paže měl svěřené volně podél těla a dolní končetiny byly rozkročené zhruba na šířku pánve. Testovaný byl vyzván k chůzi, která by se tempem měla co nejvíce podobat jeho normálnímu přirozenému tempu. Celou dobu byl proband monitorován kamerou a jeden z členů týmu stopoval rychlost chůze dle 10 MWT. Pomocí EMG byla měřena vždy minutová chůze.

Pro chůzi na chodícím páse byl využit chodící páse Zebris FDM – T (viz Příloha 4, s. 74). Na páse byla postupně zvyšována rychlost, dokud testovaný neřekl, že je to rychlost podobná běžné rychlosti jeho chůze. Po dosažení této rychlosti se spustilo snímání EMG elektrod. Po minutě chůze byl postupně pás zpomalen až do zastavení a následně byli z probanda opatrně sejmuty jednotlivé elektrody. Po celou dobu chůze na páse byl proband pod supervizí jednoho ze členů týmu a měl možnost se v případě nejistoty nebo jiných problémů chytit madel. Po celou dobu měření byly subjekty monitorovány videokamerou.

Veškeré testování probíhala na boso, abychom snížili externí vliv na chůzi, například vliv měkkosti a pružnosti podrážek různé obuvi. Sledován byl rozdíl v zapojování svalových skupin dolních končetin při chůzi na zemi a na chodícím páse.

### **3.3 Zpracování dat**

#### **3.3.1 Metodika zpracování dat povrchové elektromyografie a akcelerometrie**

Data byla zaznamenávána pomocí softwaru EMGworks®Analysis. Surová data byla převedena do programu 3D Visual. Zde byl vybrán úsek se sedmi celými krokovými cykly pro všechny testované svaly a zároveň záznam gyroskopu ze stejného úseku měření. Následně byly použity úpravy: frekvenční modulace, high pass filter, retifikace, low pass filter, všechny tyto úpravy byly využity k uhlazení surového signálu a tím zvýšení validity měření. Tato data zde byla připravena k následnému zpracování v dalších programech. Dále se data z 3D Visual převedla do programu Microsoft Office 365 Excel.

V programu Microsoft Office 365 Excel bylo provedeno několik výpočtů, které počítají směrodatnou odchylku, maximální a minimální hodnoty a jejich průměr. Dále došlo k rozdělení dat na hodnoty získané na chodícím páse a na chodbě. Následně byla vypočítaná suma maximálních hodnot aktivity jednotlivých svalů v pěti krokových cyklech. Následně byla všechna data rozdělena na dominantní a nedominantní stranu tak, aby první krok z krokového cyklu začínal dominantní dolní končetinou. Nakonec byla data roztríděna podle jednotlivých svalů, aby se dala porovnat jejich aktivita při chůzi na chodbě s aktivitou při chůzi na chodícím páse. Z dat z akcelerometru byla vypočítaná maximální hodnota, minimální hodnota a následně jejich rozdíl.

### 3.3.2 Statistické zpracování

Následné vyhodnocení zpracovaných dat bylo prováděno v programu STATISTICA 12 pro Windows. K ověření normality bylo využito Shapiro-Wilkova testu. Tento test prokázal, že většina dat nemá normální distribuci. Z tohoto důvodu bylo nutné použití neparametrické statistické metody. K ověření statistické významnosti naměřených veličin byl použit Wilcoxonův párový test a k porovnání dvou skupin hodnot normálního rozdělení četností byl použit neparametrický Mann-Whitney U-test. U těchto testů byla hladina signifikance stanovena na  $p \leq 0,05$ .

## 5 Výsledky

V tabulkách 1 a 2 jsou uvedeny hodnoty základní popisné statistiky aktivity testovaných svalů. Tabulka 1 znázorňuje hladinu statistické významnosti pro hodnoty testovaných parametrů dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na chodícím páse a Tabulka 2 při běžné chůzi na chodbě. Tabulka 3 uvádí popisnou statistiku a hladinu významnosti pro rychlost chůze na chodícím páse a při běžné chůzi. V Tabulce 4 jsou znázorněny hodnoty měřené gyroskopem při stejné fázi krokového cyklu. V Tabulce 5 jsou uvedené p hodnoty Wilcoxonova párového testu a základní popisná statistika aktivity svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis. Červeně jsou zvýrazněny signifikantní výsledky.

**Tabulka 1** Základní popisná statistika hodnocených parametrů svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na chodícím páse

Testované svaly	N	Mean	Median	Min	Max	SD	p-value
TA d.	17	0,8361	0,8552	0,6456	0,906	0,0697	0,4282
TA nd.	17	0,8114	0,8076	0,4982	0,955	0,1111	
GA d.	17	0,8164	0,8294	0,6483	0,909	0,0745	0,8095
GA nd.	17	0,8611	0,8677	0,7522	0,940	0,0457	
BF d.	17	0,8540	0,8430	0,7034	0,950	0,0685	0,5582
BF nd.	17	0,8822	0,8883	0,7414	0,968	0,0656	
RF d.	17	0,8363	0,8713	0,3540	0,929	0,1351	0,2856
RF nd.	17	0,8516	0,8862	0,6171	0,958	0,1041	

**Legenda:** TA d. – musculus tibialis anterior dominantní, TA nd. – musculus tibialis anterior nedominantní, GA d. – musculus gastrocnemius medialis dominantní, GA nd. – musculus gastrocnemius medialis nedominantní, BF d. – musculus biceps femoris, BF nd. – musculus biceps femoris nedominantní, RF d. – musculus rectus femoris dominantní, RF nd. – musculus rectus femoris nedominantní, N – počet testovaných, Mean – průměr, SD – směrodatná odchylka

**Tabulka 2** Základní popisná statistika hodnocených parametrů svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při běžné chůzi na chodbě

Testované svaly	N	Mean	Median	Min	Max	SD	p-value
TA d.	17	0,8266	0,8485	0,6317	0,928	0,0877	0,6543
TA nd.	17	0,8568	0,8646	0,7628	0,942	0,0521	
GA d.	17	0,8538	0,8744	0,7430	0,932	0,0592	0,6543
GA nd.	17	0,8613	0,8648	0,7968	0,937	0,0402	
BF d.	17	0,8236	0,8277	0,6867	0,952	0,0698	0,4801
BF nd.	17	0,8372	0,8532	0,7164	0,924	0,0622	
RF d.	17	0,8728	0,8768	0,7506	0,949	0,0583	0,6054
RF nd.	17	0,8531	0,8579	0,7374	0,937	0,0558	

**Legenda:** TA d. – musculus tibialis anterior dominantní, TA nd. – musculus tibialis anterior nedominantní, GA d. – musculus gastrocnemius medialis dominantní, GA nd. – musculus gastrocnemius medialis nedominantní, BF d. – musculus biceps femoris, BF nd. – musculus biceps femoris nedominantní, RF d. – musculus rectus femoris dominantní, RF nd. – musculus rectus femoris nedominantní, N – počet testovaných, Mean – průměr, SD – směrodatná odchylka

**Tabulka 3** Základní popisná statistika rychlosti běžné chůze po chodbě a na chodícím pásu

Rychlost (km/h)	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	SD	p-value
Pás	17	2,735294	2,500000	1,900000	4,000000	0,635355	0,000293
Chodba	17	4,667882	4,580000	3,389000	5,972000	0,794192	

**Legenda:** N – počet testovaných, Mean – průměr, SD – směrodatná odchylka, p-value – hladina signifikance

**Tabulka 4** Popisná statistika hodnocených parametrů stejné fáze krokového cyklu měřených gyroskopem během běžné chůze po chodbě a na chodícím páse

	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	SD	p-value
<b>P. ndT</b>	17	184,2293	155,5931	77,7791	563,395	114,8744	0,001644
<b>Ch. ndT</b>	17	246,1310	203,6010	103,9582	571,771	136,6521	
<b>P. dT</b>	17	148,2054	150,6111	80,3372	333,598	60,4655	0,004854
<b>Ch. dT</b>	17	211,1804	181,4069	95,3336	413,058	80,6982	
<b>P. ndF</b>	17	340,0553	232,3848	140,3707	1372,752	303,4772	0,112780
<b>Ch. ndF</b>	17	246,1310	203,6010	103,9582	759,120	189,3000	
<b>P. dF</b>	17	254,8726	240,6396	185,4287	413,033	62,4318	0,000503
<b>Ch. dF</b>	17	476,2278	367,0971	208,0337	1494,254	300,5749	

**Legenda:** P. ndT – chodící pás nedominantní tibie, Ch. ndT – chodba nedominantní tibie, P. dT – chodící pás dominantní tibie, Ch. dT – chodba dominantní tibie, P. ndF – chodící pás nedominantní femur, Ch. ndF – chodba nedominantní femur, P. dF – chodící pás dominantní femur, Ch. dF – chodba dominantní femur, N – počet testovaných, Mean – průměr, SD – směrodatná odchylka, p-value – hladina signifikance

**Tabulka 5** Popisná statistika a p hodnoty Wilcoxonova párového testu

Sval (n = 17)	PÁS		CHODBA		p-value
	Medián	SD	Medián	SD	
TA d.	0,8552	0,0697	0,8485	0,0877	0,3556
TA nd.	0,8076	0,1111	0,8648	0,0521	0,4925
GA d.	0,8294	0,0745	0,8744	0,0592	0,2868
GA nd.	0,8677	0,0457	0,8648	0,0402	0,5540

**Legenda:** TA d. – musculus tibialis anterior dominantní, TA nd. – musculus tibialis anterior nedominantní, GA d. – musculus gastrocnemius medialis dominantní, GA nd. – musculus gastrocnemius medialis nedominantní, n – počet testovaných, p-value – hladina signifikance

## 5.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení

**Hypotézu H<sub>01</sub>:** „Aktivita svalů *m. tibialis anterior* a *m. gastrocnemius medialis* je stejná při chůzi na chodícím páse i po chodbě.“ nelze zamítnout pro *m. tibialis anterior* ( $p = 0,3556$ ) a *m. gastrocnemius medialis* ( $p = 0,2868$ ) dominantní dolní končetiny, nedominantní *m. tibialis anterior* ( $p = 0,4925$ ) a *m. gastrocnemius medialis* ( $p = 0,5540$ ) nedominantní dolní končetiny (viz Tab. 5, s. 37).

**Hypotézu H<sub>A1</sub>:** „Aktivita svalů *m. tibialis anterior* a *m. gastrocnemius medialis* není stejná při chůzi na chodícím páse i po chodbě.“ zamítáme pro všechny testované podúlohy (viz Tab. 5, s. 37).

**Hypotézu H<sub>02</sub>:** „Přirozená rychlost chůze je stejná při chůzi na chodícím páse i po chodbě.“ zamítáme pro všechny testované podúlohy ( $p = 0,000293$ ) (viz Tab. 3, s. 36).

**Hypotézu H<sub>A2</sub>:** „Přirozená rychlost chůze není stejná při chůzi na chodícím páse i po chodbě.“ nelze zamítnout pro testovanou podúlohu ( $p = 0,000293$ ) (viz Tab. 3, s. 36).

**Hypotézu H<sub>03</sub>:** „Hodnoty naměřené gyroskopem jsou stejné ve stejné fázi krokového cyklu na chodbě i na chodícím páse.“ zamítáme pro měření gyroskopem umístěným na osu tibie dominantní dolní končetiny ( $p = 0,004854$ ) a nedominantní dolní končetiny ( $p = 0,001644$ ). Pro měření gyroskopem snímaným z osy femuru nedominantní končetiny nelze hypotézu zamítnout ( $p = 0,112780$ ). Pro hodnoty měřené z osy femuru dominantní dolní končetiny ( $p = 0,000503$ ) tvrzení zamítáme (viz Tab. 4, s. 37).

**Hypotézu H<sub>A3</sub>:** „Hodnoty naměřené gyroskopem jsou stejné ve stejné fázi krokového cyklu na chodbě i na chodícím páse.“ nelze zamítnout pro měření na ose tibie dominantní a nedominantní dolní končetiny a pro měření na ose femuru dominantní dolní končetiny, pro osu femuru nedominantní končetiny tvrzení zamítáme (viz Tab. 4, s. 37).

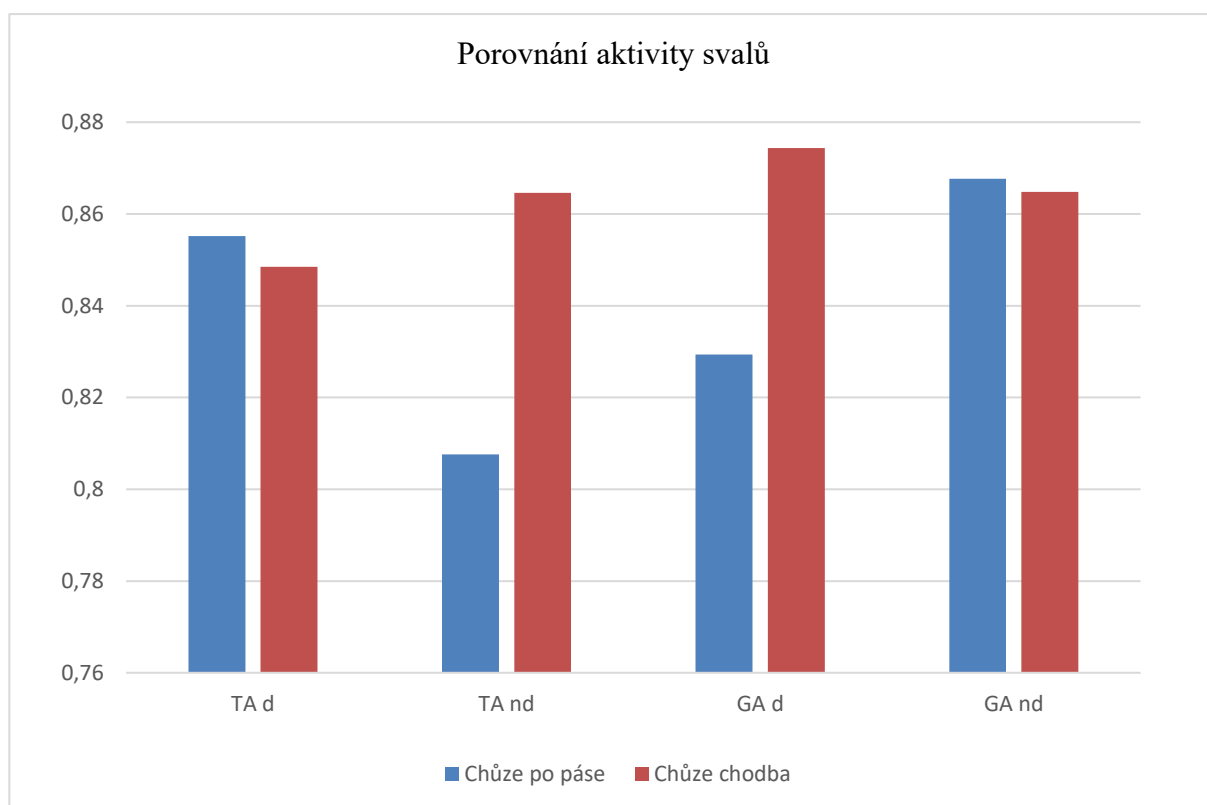
**Hypotézu H<sub>04</sub>:** „Aktivita svalů *m. tibialis anterior* a *m. gastrocnemius medialis* snímaná pomocí pEMG je stejná na dominantní i nedominantní dolní končetině.“ nelze zamítnout pro *m. tibialis anterior* ( $p = 0,4282$ ) a *m. gastrocnemius medialis* ( $p = 0,8095$ ) na chodícím páse (viz Tab. 1) a dále tuto hypotézu nezamítáme ani pro *m. tibialis anterior* ( $p = 0,6543$ ) a *m. gastrocnemius medialis* ( $p = 0,6543$ ) při běžné chůzi po chodbě (viz Tab. 2, s. 36).

**Hypotézu H<sub>A4</sub>:** „Aktivita svalů *m. tibialis anterior* a *m. gastrocnemius medialis* snímaná pomocí pEMG není stejná na dominantní i nedominantní dolní končetině.“ zamítáme pro všechny testované podúlohy (viz Tab. 1, s. 35 a Tab. 2, s. 36).

Na grafech (Obrázek 3, s. 39) jsou znázorněny mediány hodnot svalové aktivity *m. tibialis anterior* a *m. gastrocnemius medialis* bilaterálně při měření chůze na chodícím páse a na chodbě.

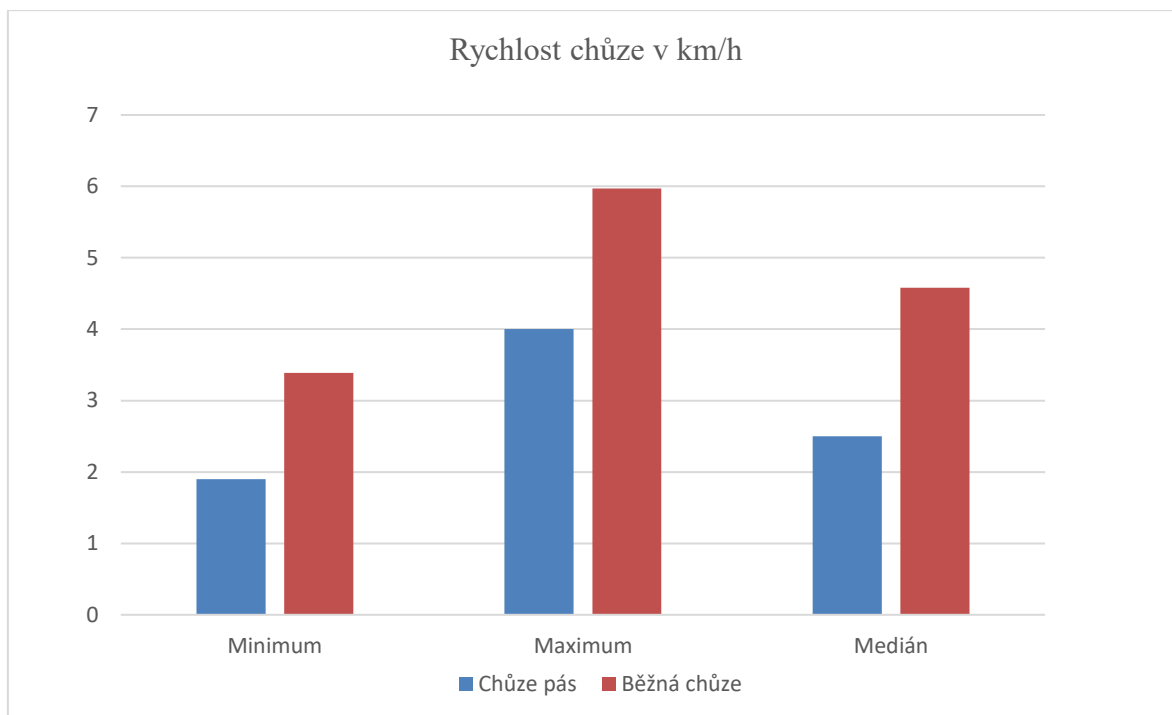
Na grafech (Obrázek 4, s. 40) jsou porovnány mediány, maximální a minimální hodnoty rychlosti chůze, která byla naměřena při přirozené rychlosti chůze na chodícím páse a na chodbě.

Na grafech (Obrázek 5, s. 40) jsou znázorněny hodnoty měřené gyroskopem na ose tibie a femuru bilaterálně při stejné fázi krokového cyklu chůze na chodícím páse a na chodbě.

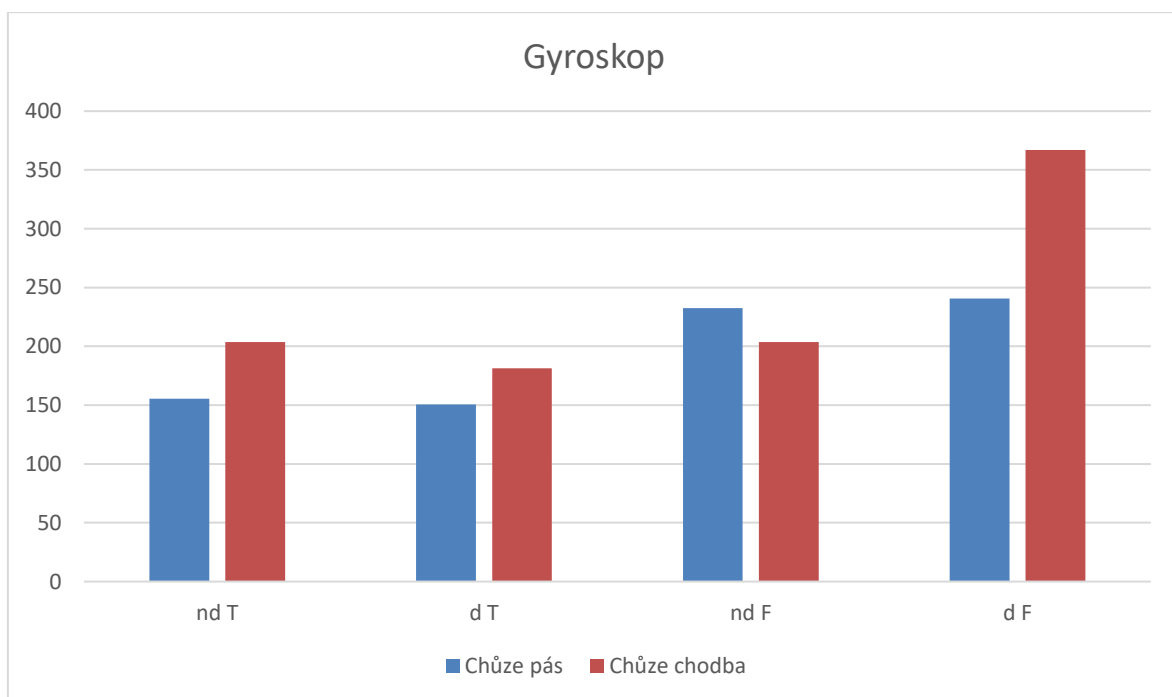


**Obrázek 3** Porovnání aktivity svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na chodícím páse a chůzi po chodbě

**Legenda:** TAd – *m. tibialis anterior* dominantní dolní končetiny, TA nd – *m. tibialis anterior* nedominantní dolní končetiny, GA d – *m. gastrocnemius medialis* dominantní dolní končetiny, GA nd – *m. gastrocnemius medialis* nedominantní dolní končetiny.



**Obrázek 4** Porovnání rychlosti chůze na chodícím páse a na chodbě



**Obrázek 5** Porovnání hodnot měřených gyroskopy

**Legenda:** nd T – nedominantní dolní končetina osa tibie, d T – dominantní dolní končetina osa tibie, nd F – dominantní dolní končetina osa femuru, d T – dominantní dolní končetina osa femuru



## 6 Diskuze

Lidská lokomoce je z mnoha hledisek velmi zajímavým oborem. Už od útlého dětství se na lokomoci projevují rozličné typy patologií. Z těchto důvodů je analýza kvadrupedální a bipedální lokomoce důležitá pro diagnostiku různých onemocnění. Znalost fyziologického pohybu je nutná k odhalení různých dysfunkcí a patologií pohybového systému. Vliv na lidskou lokomoci mají genetická, neurologická, ortopedická ale i kardiovaskulární onemocnění (Čápková, 2016, s. 26-29).

Chůze jako nejdůležitější část lidské lokomoce je velmi variabilní. Variabilita lokomoce je pro lidského jedince nutná v rámci adaptace na okolní prostředí. Variabilitu chůze lze chápat několika způsoby, jako patologii nebo naopak projev zdraví. Možnosti variability chůze lze chápat jako prospěšné pro rozvoj učení a vývoj každého jedince. Dále lze považovat za zdravou v ohledu na zdraví nervového systému a jeho spojení s muskulaturou těla, protože jen variabilní jedinec je schopen se kvalitně přizpůsobit velkému množství vjemů z vnějšího prostředí. Dále ukazuje na kvalitu řídicího systému, které ovlivňují koordinaci a řešení pohybových úloh. Nedostatek variability je možný chápat jako snížení flexibility daného jedince u určitých neurologických onemocnění, která směřuje spíše k rigiditě jedince, jako jsou například roztroušená skleróza, Parkinsonova choroba, ale i pokročilý věk jedince. Naopak přemíra této takzvané variability může vést k instabilitě a zvyšovat například rizika pádu, protože se lidský organismus není schopen dostatečně přizpůsobit zevním faktorům. Na chůzi má vliv mnoho faktorů, některé z nich lze ovlivnit a jiné nelze (Veerijken et al., 1992, s. 133-142, Preatoni et al., 2013, s. 69-92, Newell, Corcos, 1993).

Každý jedinec má svůj stereotyp chůze. Tento stereotyp může být ovlivňován genetickými faktory, stavem neuromuskulárních struktur, osobní, sociální, pracovní a sportovní anamnézou a dalšími. Díky těmto faktorům se vytváří naprosto originální stereotyp chůze, který je jedinečný téměř jako otisk prstu. Z tohoto důvodu se uvažuje i o začlenění chůze mezi forenzní vědy. Staví se na předpokladu, že chůze je složena z řady opakujících se cyklických pohybů, které jsou pro daného člověka naprosto identické. V některých státech je analýza chůze z videozáznamů používána k posouzení, zda se jedná o stejnou osobu na daném záznamu, nikoliv však k identifikaci jedince. Velký problém však vyvstává v neustálé variabilitě lidské lokomoce, která může být nenávratně ovlivněna různými zejména neurologickými onemocněními. Mezi tato onemocnění patří CMP, Parkinsonova choroba, roztroušená skleróza a další. Každé z těchto onemocnění má nenávratný dopad na stereotyp chůze. Dalším problémem je zkušenost forenzního technika, protože analýza chůze pouze na základě videí je

velmi subjektivní. Navíc je možné chůzový stereotyp vědomě modifikovat (Macovenicius, Rando a Borrion, 2019, s. 1-10).

Vliv psychiky na chůzi a držení těla je jedna z proměnných, které hrají velkou roli v analýze chůze. Chůze je ovlivňována psychickým stavem, únavou, emocemi a náladou. Držení těla při chůzi může projevit i temperament daného jedince. Například hněv se projevuje rychlejší kadencí kroku a celkovým držením těla směřujícím dopředu. Deprese se při držení těla projevuje svěšenými rameny a snížení zvedání dolních končetin. Staab et al. (2014, s. 997-1002) uvádějí, že pohyb horních končetin přesně koreluje s pohybem dolních končetin. Na horních končetinách se projevuje nejen psychický stav jedince, ale i rychlost chůze. Dále lze z pohybu horních končetin pozorovat asymetrie chůze.

Dalším faktorem, který ovlivňuje chůzi, je obutí. Testování chůze po chodbě a chodícím páse probíhala vždy na bosu z důvodu eliminace ovlivnění měření obuví jedince. Je prokázáno, že obuv ovlivňuje posloupnost zapojování svalových skupin dolních končetin při chůzi. Při bosé chůzi bylo prokázáno nižší zapojování m. peroneus longus a m. tibialis anterior, než při chůzi v botách. Reeves (2019, s. 243-246) se ve svém výzkumu zabývá právě aktivitou m. peroneus longus, ale uvádí zde i aktivitu m. tibialis anterior, kterou považuje za rušivou. M. tibialis anterior má zde vyšší aktivitu hlavně v období počáteční stojné fáze. Naopak v midstance fázi je vyšší aktivita m. peroneus longus a může v této fázi ovlivňovat výslednou snímanou aktivitu m. tibialis anterior. Hodnoty aktivity snímaných svalů se liší v rádech pouhých několika procent, téměř vždy je ale aktivita vyšší při chůzi v botách, než při bosé chůzi (Reeves et al., 2019, s. 243-246, Macovenicius, Rando a Borrion, 2019, s. 4).

## **6.1 Parametry chůze a jejich vyšetření v klinické praxi**

Při analýze chůze existuje velké množství parametrů, které lze testovat. Pohyb je v rehabilitační praxi nejčastěji testován aspekci, funkčním hodnocením, standardizovanými klinickými testy a odebráním anamnézy. Aby se zamezilo subjektivnímu ovlivnění výsledku, tak existuje několik dalších technologických přístupů, které posuzují Washabaugh et al. (2017, s. 87-93) ve svém výzkumu analýzy chůze. Silové plošiny a 3-D systémy jsou vhodné pro kvantitativní hodnocení, jejich nevýhodou je vyšší cena. Další negativum u většiny těchto systémů je, že jsou schopny zaznamenat jen kratší časový úsek. Další možností jsou tzv. *inertial measurement units* (dále IMU). Tyto senzory jsou schopny měřit časoprostorové parametry, úhlovou rychlost a lineární zrychlení. Díky těmto sensorům lze změřit délku a kadenci kroků, rychlost chůze a výchylky při chůzi.

Nguyen et al. (2018, s. 1-13) zkoumali na Montrealské univerzitě parametry chůze pomocí 3D kamer. Testovaným parametrem byla symetrie chůze. Studie probíhala na zdravých jedincích, kteří byli zaznamenáváni pomocí těchto kamer při chůzi na chodícím páse. Ze studie vyplývá, že chůzi na chodícím páse je symetrická. Dále bylo prokázáno, že snímání 3D kamer je dostatečné a v běžné praxi není zapotřebí využití dalších senzorů jako jsou akcelerometry, gyroskopy a EMG. Autoři této studie se však shodují, že k podrobnému výzkumu je zapotřebí využít většího množství snímačů ke zvýšení validity výsledků.

Mikos et al. (2018, s. 1-11) se zabývali myšlenkou, že parametry chůze jsou ovlivněny antropometrií člověka. Tato studie posuzovala parametry chůze u 87 jedinců, kteří byli rozděleni do skupin dle tělesné hmotnosti, výšky, věku a pohlaví. Zdraví jedinci byli vyzváni k běžné chůzi a dále k standardizovanému testování 10MWT a TUG. Senzory, obsahující akcelerometr, gyroskop a digitální kompas, byly umístěny na krk a 2 kolem kotníků. Parametry rychlosti chůze byly ovlivněny výškou jedince, zatímco mobilita byla ovlivněna věkem subjektu. Ukázalo se, že váha nehraje významnou roli v ovlivnění rychlosti testovaných jedinců. Z toho plyne závěr, že by bylo i v měření diplomových prací vhodné nerozdělovat skupinu pouze podle věku. Vhodné by bylo využít i rozdělení podle výšky, která velmi ovlivňuje délku kroku a rychlost chůze.

Populační studie Hollman et al. (2011, s. 111-118) se zabývala parametry chůze napříč populací, nehledě na onemocnění ve věku 70 a více. K testování parametrů byl použit přístroj GAITRite®. Parametry chůze rozdělili na 5 skupin: rytmus, fáze, variabilita, tempo a opora. Rytmus obsahuje kadenci kroku, pravidelnost rytmu a časy jednotlivých fází krokového cyklu. Parametr „fáze“ obsahuje výchylky pohybu a postoj v jednotlivých fázích cyklu. Dále parametr variability, který zahrnuje symetrie a asymetrie kroku. Čtvrtý parametr „tempo“ obsahuje rychlost chůze a délku jednotlivých kroků. Šířka kroku a opěrné báze se řadí pod parametr „opora“. Toto rozdělení zahrnuje všechny parametry týkající se chůze a bylo prokázáno jako vhodné dělit parametry do těchto skupin z toho důvodu, že každá z výše zmíněných skupin je ovlivňována jinou proměnou.

## **6.2 Patologie chůze**

Jak již bylo výše zmíněno, tak patologie chůze jsou průvodním znakem dysfunkcí nervového a pohybového systému. Jedinci, kteří mají určité patologie chůze, vykazují velkou škálu pohybových abnormalit. V rehabilitační praxi je důležité pracovat s vyhodnocováním chůze a následném plánování terapie. Mikos et al. (2018, s. 1-11) tvrdí, že je důležité při analýze chůze využívat i TUG a 10MWT k vyhodnocení mobility, schopnosti chůze a rizika

pádu k následnému stanovení cíle léčebné rehabilitace. Tímto testováním lze určit závažnost patologie chůze kvantifikováním míry odlišnosti od fyziologických údajů. Níže jsou vybraná nejčastější onemocnění a jejich vliv na patologii chůze s možnostmi léčebné rehabilitace.

Ortopedická onemocnění a operace pohybového systému (zejména dolních končetin a pánve) hrají zásadní roli ve vniku patologie chůze. Z pravidla v počátku problému začíná být chůze pacienta velmi ovlivňována. Dochází ke značné asymetrii z důvodu bolesti. Antalgická chůze vede k přetěžování zdravé dolní končetiny. Kludge et al. (2018, s. 194-200) se zabývají problematikou chůze pacientů po totální endoprotéze (dále TEP) kolenního kloubu. Z důvodu lepší informovanosti pacientů, kteří se TEP kolenního kloubu chystají byla vytvořena tato studie. Bylo testováno 24 pacientů před operací a rok po operaci, aby byla eliminovaná akutní fáze bolesti. Hlavní rozdíly byly zaznamenány rok po operaci, kdy došlo k symetrizaci délky kroku a zvýšení rychlosti chůze. Současně došlo ke snížení asymetrie v zatěžování dolních končetin rok po operaci.

Roztroušená skleróza (dále RS) je nejčastější netraumatickou příčinou poruch CNS u mladých jedinců. Dochází k velkému ovlivnění rovnováhy a mobility. Autoři Cameron et al. (2018, s. 237-250) a Criado et al. (2017, s. 852-857) se shodují, že 80–85 % pacientů s RS je hlavním problémem snížená kvalita chůze. Důvodem snížení mobility a s tím spojené snížení kvality života je fakt, že RS zvyšuje svalovou únavu, snižuje schopnosti koordinace a někteří jedinci trpí spasticitou dolních končetin. Z toho plyne, že chůze u pacientů s RS je silně asymetrická a dysfunkční, dále dochází ke snižování rychlosti a zhoršení rovnováhy. V dnešní době je velké množství technik rehabilitace chůze u RS. Zvýšení oblíbenosti dochází i u aplikace akupunktury, u které se prokázala účinnost ve zlepšení chůze u pacientů s RS. Naopak zvýšení stability a snížení rizika pádu prokázalo testování elektrostimulace (Comber, Galvin a Coote, 2017, s. 25-35).

Parkinsonova choroba ovlivňuje významně kvalitu života zejména kvůli různému stupni dysfunkce chůze. Tímto problémem se zabývají studie Rocha et al. (2014, s. 127-134) a Wahid et al. (2016, s. 128-139). U Parkinsonovy choroby je největším problémem iniciace pohybu, tomu se ve svém výzkumu snaží pomoci pomocí vnějších stimulů. Tyto externí podněty mohou být vizuální, sluchové, verbální nebo kombinované. Význam těchto podnětů byl ve zlepšení délky a kadence kroku a s tím související zvýšení rychlosti chůze. Tato zjištění jsou dalším přínosem do rehabilitační praxe.

Hemiparetická chůze je typickým znakem po prodělání ataky cévní mozkové příhody. Touto problematikou se zabývá nespočet studií. Chůze po cévní mozkové příhodě prokazuje určité společné znaky, každý z nich je ovlivněn místem ataky. Fujita et al. (2018, s. 99-103) se

zabývá aktivitou plantárních flexorů paretické dolní končetiny. V tomto výzkumu bylo prokázáno, že předčasnou aktivitu plantárních flexorů způsobuje m. biceps femoris. Sheffler a Chae (2015, s. 611-623) považují za největší patologii chůze její asymetrii. Tato asymetrie je charakterizovaná opakujícím se vzorem extenze a addukce kyčelního kloubu, extenze kolenního kloubu a inverzí s plantární flexí v hleznu. Tato asymetrie ovlivňuje při chůzi i časoprostorové a dynamické parametry. Je nutné pochopit složitou motorickou souhru zasažených struktur se ztrátou proprioceptivní složky. Chůzi po cévní mozkové příhodě, s ohledem na vysokou četnost pacientů s přetrvávající disabilitou ve schopnosti chůze, je věnováno mnoho pozornosti odborné veřejnosti.

Za zmínku stojí ještě studie zabývající se terapií chůze dětí s dětskou mozkovou obrnou (dále DMO). Studie Boyer et al. (2018, s. 189-194), Booth et al. (2018, s. 189-194) a Rose et al. (2017, s. 233-239) se zabývají problematikou chůze u dětí s DMO. U DMO se objevuje specifická patologie chůze, a to zvýšená vnitřní rotace v kyčelních kloubech, tuhost kolenních kloubů a chůze po špičkách. Stejně jako u dalších patologií chůze záleží na místu a typu postižení. Vytrvalostí a funkční trénink chůze prokázal velkou účinnost. Zvýšila se rychlost chůze a její vytrvalost, zároveň se snížilo riziko pádu u těchto dětí. Díky funkčnímu tréninku dochází k extenzi v kyčelním a kolenním kloubu ve stejné fázi a ve švihové fázi došlo k lepší posloupnosti flexe kyčelního a kolenního kloubu s následnou extenzí v kloubu kolenním při došlapu. Celkově rehabilitace chůze u těchto dětí pomáhá dosáhnout vzpřímenější a funkčnější chůze, a to i u dětí se spastickou formou DMO.

Věk hraje významnou roli v mobilitě člověka, tudíž ho lze řadit mezi faktory ovlivňující parametry chůze. Ve vyšším věku je velký vliv polymorbidity pacientů, ale také psychického stavu jedinců (Herssens et al, 2018, s. 181-190). Výzkum Makino et al. (2017, s. 2455-2459) se zabývá otázkou strachu z pádu a jeho vlivem na parametry chůze. Testováno byl 3575 jedinců o průměrném věku 72 let, kteří neprodělali pád při chůzi. Testované parametry chůze byly rychlost, délka kroku a doba dvojí opory při běžné chůzi pomocí elektronického chodníku. U pacientů, kteří trpěli strachem z pádu byla prokázána nižší rychlost chůze, kratší délka kroku a zároveň delší doba dvojité opory než u pacientů, kteří strachem z pádu netrpí.

## **6.3 Diskuze k hypotézám a výsledkům diplomové práce**

### **6.3.1 Aktivita svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis**

Aktivita svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis se týká hypotéz H<sub>01</sub> a alternativní H<sub>A1</sub>. Jedná se o porovnání svalové aktivity těchto svalů při chůzi na chodícím páse i po chodbě.

M. tibialis anterior má vyšší aktivitu na dominantní dolní končetině při chůzi na chodícím páse (viz Obr. 3, s. 39). Naopak při chůzi po chodbě je zaznamenána vyšší aktivita m. tibialis anterior nedominantní dolní končetiny. M. gastrocnemius medialis naopak prokazuje vyšší aktivitu na dominantní končetině při chůzi po chodbě, a naopak na nedominantní končetině je vyšší aktivita na chodícím páse (viz Obr. 3, s. 39, Tab. 5, s. 37).

Tyto zjištění korespondují s tím, že m. gastrocnemius medialis a m. tibialis anterior jsou vzájemně ovlivňovány v různých fázích krokového cyklu. V počáteční fázi krokového cyklu dochází k zhrounutí přes patu, kdy dorzální flexi udržuje aktivní m. tibialis anterior. Za pomoci m. extensor digitorum longus, m. extenzor hallucis longus a peroneálních svalů udržuje špičku, aby nedocházelo k jejímu přepadávání a následnému zakopávání o ni. V této fázi je aktivita m. gastrocnemius medialis snížena (Véle, 2012, s. 347-348, Whittle, 2007, s. 37-39). Dochází k reakci na zatížení, kde je stále aktivní m. tibialis anterior, který brzdí dopad špičky na zem. Zároveň dochází k největšímu snížení aktivity m. gastrocnemius medialis. Naopak v mezistoji, což je začátek jednooporové fáze krokového cyklu, dochází k vzestupu aktivity m. gastrocnemius medialis. M. gastrocnemius medialis v této fázi má nejvyšší aktivitu, kdy spolu s celým m. triceps surae zabraňuje flexi kolene, kterou způsobuje m. tibialis anterior tahem za tibií. Aktivita m. gastrocnemius medialis je nejvyšší v celém období jednooporové fáze. Tato fáze je zakončena v období konečného stoje, kdy dochází díky aktivitě m. gastrocnemius medialis k plantární flexi nohy za pomoci plantárních flexorů. Po odrazu z palce dochází ke švihové fázi, kde se snižuje aktivita m. gastrocnemius medialis a zvyšuje se v předšvihové fázi aktivita m. tibialis anterior k udržení chodidla a jeho aktivita se snižuje v průběhu střední švihové fáze. Naopak na konci švihové fáze se aktivita m. tibialis anterior dostává do maxima a zůstává ve funkci následující stejné fáze (Perry a Burnfield, 2010, s. 168-175).

Ze studie Nooijen et al. (2009, s. 1-11) vyplývá, že chůze zdravých jedinců se výrazně zlepšuje při nácviku chůze na chodícím páse. Tato studie porovnává skupiny pacientů po úrazech míchy a zdravých jedinců. Skupina pacientů po poranění míchy trénovala chůzi na chodícím páse v odlehčení, které bylo stanoveno dle individuální potřeby testovaných jedinců a u některých bylo využito robotické dopomoci. Zdraví jedinci trénovali chůzi také na chodícím páse, ale bez odlehčení. Měření bylo prováděno pomocí chůzových testů a byla měřena délka kroku, kadence kroků, symetrie kroků a prodloužení stejné fáze kroku. U zdravých jedinců byla normalizovaná délka kroku vypočtena z délky segmentů dolní končetiny při stejné fázi kroku. Byla měřena anatomická délka stehna, lýtky a vzdálenosti zevního kotníku od podlahy. Tato měření prokázala, že na chodícím páse dochází k výraznému zlepšení kvality chůze.

Z Obrázku 3 (str. 39) vyplývá, že při chůzi na chodícím páse je vyšší aktivita m. tibialis anterior dominantní dolní končetiny a zároveň vyšší aktivita m. gastrocnemius medialis nedominantní dolní končetiny. Tudíž potvrzujeme tvrzení Fujita et al. (2018, s. 99-103), že tyto svaly spolu úzce spolupracují. A zároveň jsou hodnoty těchto svalů symetričtější při chůzi na chodbě než na chodícím páse. Z toho plyne, že chůze po chodbě je pro testované jedince přirozenější a více automatická.

### 6.3.2 Časoprostorová charakteristika chůze

Hypotézy  $H_{02}$  a  $H_{A2}$  se zabývají otázkou, zda je přirozená rychlost chůze na chodícím páse a na chodbě stejná. V tabulce 3. (s. 36) je ukázáno, že rychlost chůze na chodícím páse je rozdílná ve srovnání s chůzí po chodbě. Když vezmeme v potaz medián rychlosti chůze na chodícím páse, tak se jedná o rychlost 2,5 km/h tzn. 0,69 m/s. Naopak rychlost chůze na chodbě je 4,58 km/h (1,27 m/s). v tomto případě se jedná o signifikantní výsledek měření.

Přirozená rychlost chůze je pro každého člověka jiná. Mělo by však platit, že přirozená rychlost chůze je pro daného člověka nejméně ekonomicky náročná. Ve vyšší, než přirozené rychlosti je nutné brát v potaz nároky na kardiovaskulární systém. Je třeba i při terapii chůze nutné myslet na kardiovaskulární nároky. Naopak pomalejší chůze je náročnější pro CNS a muskuloskeletární systém. Výzkum Masaniho et al. (2002, s. 1885-1890) prokazují, že průměrná rychlost při chůzi je 1,38 m/s (5 km/h). Při této rychlosti je nejnižší míra variability z hlediska reakční síly během chůze. Pro rychlost chůze 1,53 -1,61 m/s byla zjištěna variabilita pouze v dopředném směru pohybu a tím snížení nároků pro neuromuskulární systém a CPG. Roli v tom může hrát setrvačnost. Z toho plyne, že rychlost chůze naměřená na chodbě se více podobá „optimální“ rychlosti chůze než chůze na chodícím páse. Z toho důvodu by měla být chůze na páse více variabilní a tím by se mohlo zvýšit riziko pádu nebo by mohla být ovlivněna plynulost chůze (Masani, Kouzaki, Fukunaga, 2002, s.1885-1890).

Rozdíly v časoprostorových parametrech při chůzi na chodícím páse a po chodbě zkoumali Riley et al. (2007, s. 17-24). Bylo zjištěno, že i přes velkou podobnost výsledků rychlostních parametrů z pásu a rovného terénu, se liší způsob a rychlost odrazu a dopadu dolní končetiny. Tyto dvě fáze krokového cyklu jsou zřejmě ovlivněny pásem, který se pod chodidly pohybuje určitou rychlostí na rozdíl od rovného terénu (Sekia et al., 1997, s. 266-272). Staab et al. (2014, s.997-1002) se zabývají měření rychlosti chůze a její symetrie. Zjistili, že při vyšší rychlosti chůze se projevuje větší asymetrie. Tato asymetrie se projevuje v rozdílné délce a kadenci kroků. U zdravých jedinců však nepřesahuje 10 %, proto je považována za fyziologickou. Signifikantní rozdíl rychlosti chůze na chodícím páse a běžné chůze neprokázali.

Dále poukazují na to, že při změně rychlosti se projeví změna i v akci horních končetin, které mohou projevit i danou asymetrii.

Rychlostí chůze se zabývají Schreiber et al. (2018, s. 68-73), kteří rozdělují stejně jako Perry et al. (1995, s. 982-989) rychlost chůze do tří skupin. Tyto skupiny dělí na C1 (0-0,4 m/s), C2 (0,4-0,8 m/s) a C3 (0,8-1,2 m/s). Dále byla přidána C4, která je takzvaná spontánní rychlost chůze a vyšší, než 1,2 m/s. V této skupině jsou zařazeni zdraví jedinci. Z toho plyne, že testovaní jedinci této diplomové práce se všichni řadí do skupin C4 nebo lepší C3, stejně jako probandi testovaní při výše zmíněné studii, kdy se asymptomatictí jedinci pohybovali svou rychlostí v rozmezí od 1,04-1,6 m/s. Tyto časové skupiny jsou určeny pro zdravé jedince bez neuromuskulárního postižení. U probandů, kteří by spadali do C1 nebo C2, byla prokázána cévní mozková příhoda nebo jiná onemocnění, která mají vliv na patologii chůze. Testování chůze pobíhalo na rovném úseku chodby dlouhém 10 metrů.

Rychlost chůze, kadence a délka kroku lze ovlivnit kognitivními úkony, zejména u osob s mírnou kognitivní poruchou. I u zdravých jedinců se prokázala spojitost mezi testy paměti a rychlostí chůze. Bylo prokázáno, že je spojitost mezi objemem šedé hmoty a parametry chůze starších osob, což ukazuje na spojitost mezi patologií chůze a demencí (Consentino, et al., 2020, s.1-7).

Z výše zmíněných výzkumů plyne, že rychlost chůze lze považovat za důležitý prvek analýzy lidské lokomoce. Nespornou výhodou je objektivnost a nenáročnost měření. Rychlost je pro výzkum i terapii důležitou součástí, protože chůze je nejpřirozenější a nejvíce užívaný způsob lokomoce. Zvyšování rychlosti při terapii chůze je z mnoha hledisek důležitá. U onemocnění, které postihují stereotyp chůze, je důležité co nejvíce se přibližovat fyziologické rychlosti. V běžných denních činnostech je variabilita a rychlost podstatná. Díky snadnému měření rychlosti je možné objektivizovat efekt terapie chůze.

### **6.3.3 Hodnoty gyroskopu při chůzi**

Hypotéza  $H_03$  a k ní alternativní hypotéza  $H_A3$  se zabývají hodnotami, které byly naměřeny pomocí gyroskopu při stejné fázi krokového cyklu na chodbě. Tyto hodnoty byly následně porovnány s hodnotami získanými ze stejné fáze chůze na chodícím páse. Gyroskopy byly umístěny na ose tibie a femuru. Každý z gyroskopů byl nastavený na snímání úhlové rychlosti v jednom směru. Tvrzení, že jsou hodnoty stejné při chůzi na chodbě a na chodícím páse jsme zamítli (viz Tab. 4, s. 37). Dle Obrázku 5. (str. 40) se jeví hodnoty naměřené na chodícím páse jako více symetrické na dominantní a nedominantní dolní končetině než hodnoty naměřené při chůzi na chodbě. Z těchto výsledků by se mohlo jevit jako schůdnější zvolení



terapie na chodícím páse. Je zde prokázána nižší úhlová rychlost než při chůzi na chodícím páse zejména u senzorů monitorujících úhlovou rychlost na ose tibie.

Gyroskop je vhodný k určování úhlové rychlosti při chůzi. V našem výzkumu byl použit senzor Trigno IMU/EMG, který byl nastaven k snímání gyroskopických hodnot v jedné ose. Stejným přístupem se zabývá i studie Tong a Granat (1999, s. 87-94), kteří také využívají jednoosé gyroskopy k analýze chůze. Stejně jako v naší studii byly gyroskopy připevněny přímo na kožní povrch lýtky a stehna. Pro tyto segmenty se zaznamenávala úhlová rychlost. Udávají, že stačí pouze jeden snímač na každém segmentu, aby došlo k zaznamenání kadence kroků, počtu kroků, rychlosti chůze, a především ke sklonu jednotlivých segmentů a jejich vzájemné korelaci. Problém byl, že museli zpětně určovat začátek a konec krokového cyklu. Na tento problém mysleli ve výzkumu Lee a Park (2011, s. 707-712), kteří použili algoritmus k detekci chůze po delší časový úsek. Tento algoritmu je schopen rozdělit jednotlivé chůzové cykly a jejich části podle počátečního a koncového kontaktu chodidla s podložkou, při rozdílných rychlostech chůze. Stejného algoritmu je využíváno ve studii Formenta et al. (2014, s. 5470-5485), kteří využívali detekce fáze počátečního kontaktu chodidla (initial contact) a konečného kontaktu chodidla s podložkou (toe off). Takto nastavený gyroskop používali pro detekci chůze po schodech a venkovní chůze do kopce a z kopce. Jejich výzkum velmi podporuje využívání gyroskopu k analýze chůze v terénu. Gyroskop je optimální řešení analýzy chůze, protože je přenosný, levný a je možné ho využít k ambulantní chůzi. Jsou považovány za vhodnou alternativu dalším kinematickým analýzám z důvodu své bezdrátovosti a snadné manipulaci. Tato tvrzení podporují myšlenku využití gyroskopů k ambulantní analýze a terapii (Allseit et al., 2018, s. 1-17, Greene et al., 2010, s. 1251-1260, Doheny et al., 2010, s. 1300-1303).

Využití gyroskopu zabudovaném v senzoru Trigno IMU/EMG by nemusela být úplně ideálním řešením. Gyroskop je ideální k měření úhlové rychlosti, není zcela jasné, zda by k analýze chůze nebylo vhodnější využít akcelerometr, který je také v senzoru zabudovaný. Ve výzkumu analýzy chůze se Washabaugh et al. (2017, s. 87-93) zabývají senzory IMU, které obsahují akcelerometr, gyroskop a magnetometr. Tyto senzory se připevňují páskem, který je podobný pásku u hodinek, kolem kotníků a steh. Ukázalo se, že umístění senzoru na kotníku je méně přesný, protože je zatížen chybou způsobenou úderem paty o podložku. Systém připevnění senzoru je sice odlišný, ale svou funkcí plně koresponduje se senzory použitými v této diplomové práci (Trigno IMU/EMG). Dále jsou v tomto výzkumu senzory IMU využity k analýze časoprostorových parametrů při chůzi na chodícím páse a na chodbě u zdravých

jedinců. Washabaugh et al. (2017, s. 87-93) prokázali, že při chůzi na chodícím páse jsou parametry chůze méně variabilní. Toto tvrzení koresponduje s výsledky našeho měření.

Autoři Staab et al. (2014, s. 997-1002) ve svém výzkumu, zabývajícím se chůzí při osteoartróze kolene, využívají akcelerometr i gyroskop. Tato naměřená data porovnávají s video analýzou a dalšími optoelektronickými systémy. Data pořízená z video analýzy Vicon systému porovnali s daty z akcelerometru a gyroskopu. Tato data významně korelovala. Toto řešení považují za vhodné při analýze chůze, avšak zpracování dat je časově náročné. A dále poukazují na výsledky dat z akcelerometrů, které ukazují chybu při vyšší rychlosti chůze, kdy dochází k výraznějším otřesům. Stejně tak Alonge et al. (2014, s. 8430-8446) se zabývá spojením akcelerometru a gyroskopu ke zkoumání úhlů kolenních a kyčelních kloubů při různých fázích krokového cyklu. Při tomto výzkumu byl použitý algoritmus, který tlumil vibrace spojené s úderem paty při fázi počátečního kontaktu. Naopak Yang a Hsu (2010, s. 7772-7788) považují pouze akcelerometry za zcela vhodné pohybové detektory, které jsou schopny analyzovat fyzickou aktivitu, držení těla a detekce pádu. Shodují se se Staabem et al. (2014, 997-1002) ve využití více senzorů a možnostem vývojem technologií, které tyto části budou spojovat. Otázkou tedy zůstává, zda v laboratorních podmínkách využívat gyroskopy, akcelerometry nebo oba senzory najednou.

#### **6.3.4 Aktivita svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny**

V řešení hypotéz  $H_{04}$  a  $H_{A4}$  jsme předpokládali, že se aktivita svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis na dominantní a nedominantní dolní končetině bude stejná. Toto tvrzení se dle výsledků nelze zamítnout. Ze 17 testovaných jedinců měl pouze jeden dominantní levou dolní končetinu. Z tohoto důvodu jsou sledované parametry aktivity svalů mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou statisticky málo významné.

Z průměrných hodnot naměřených dat lze vysledovat určité tendence, že je aktivita dominantních a nedominantních dolních končetin rozdílná. Lateralita končetin je obecně uznávaným parametrem ovlivňujícím chůzový cyklus, avšak aktivita svalů dolních končetin při běžné chůzi by měla být shodná, aby bylo docíleno fyziologie. V potaz je nutné brát, zda je asymetrie chůze příčinou nebo následkem patologie skeletu. Asymetrie chůze může být ovlivněna asymetrií délky dolních končetin, různými degenerativními změnami skeletu, trvalou jednostrannou zátěží, neurologickými onemocněními jako je cévní mozková příhoda, Parkinsonova choroba a roztroušená skleróza (Farell et al., 2019, s. 1-5). Každý z ortopedických zákroků a onemocnění může mít vliv na chůzi a na její asymetrii, která je způsobena například antalgickou chůzí nebo nedostatečným rozsahem pohybu kolenním či kyčelním kloubu.

Naopak každá anomálie v běžné chůzi, jako je například již dříve zmíněná antalgická chůze a její nerovnoměrné zatěžování může vést ke vzniku destruktivních změn skeletu. Z toho plyne, že následné studium asymetrie a laterality dolních končetin při chůzi by bylo vhodné zařadit do dalších výzkumů se zaměřením na ortopedii, neurologii a s tím spojenou léčebnou rehabilitaci. Rizika zranění u asymetrického zatěžování dolních končetin zjišťoval ve výzkumu Girard et al. (2017, s. 203-214). Tento výzkum probíhal na běžících pásech, kdy 13 zdravých sportovců bylo vyzváno ke sprintu. Cílem bylo zjistit, zda se velikost asymetrie zvyšuje s únavou. Při sprintu se bilaterální asymetrie dolních končetin pohybovala okolo 12 %, zatímco při běžné chůzi bylo toto procento až o polovinu nižší. Při opakovaných pokusech se hodnoty nijak nemění a z toho plyne, že obě dolní končetiny jsou unaveny podobně rychle. Nebylo tudíž prokázáno, že by docházelo k větší rizikovosti úrazu na dominantní nebo nedominantní noze.

Dle výzkumu Seeley et al. (2008, s. 24-28) je nedominantní dolní končetina více aktivní v opoře, zatímco dominantní dolní končetina je aktivnější ve švihové fázi. Tuto asymetrii je možné považovat za funkční asymetrii, není zde strukturální asymetrie. V této studii bylo zkoumáno 20 zdravých jedinců při pomalé, rychlé a preferované rychlosti chůze. Byl zkoumán vertikální impulz reakční síly, který byl větší pro nedominantní dolní končetinu. To podporuje názor, že nedominantní končetina je více využívána k opoře při chůzi. Dominantní končetina měla větší aktivní složku (švihovou). Byl zjištěn průměrně 7 % rozdíl aktivity nedominantní a dominantní dolní končetiny, který se ještě považuje za fyziologický. Fyziologickou hranici asymetrie stanovili Robinson et al. (1987, s. 172-176) na 10 %. Je však nutné brát v potaz více proměnných, které jsou svalová aktivita, délka kroku, rychlost chůze, reakční síly podložky a v neposlední řadě funkční a anatomická délka končetin. Co se týče postavení chodidla, ve výzkumu Polk et al. (2017, s. 1-7), nebyl prokázán vliv na asymetrii chůze. V této studii bylo testováno 36 zdravých jedinců, kteří měli dominantní pravou dolní končetinu. Každý byl vyzván k běžné chůzi, chůzi se špičkami chodidel směřujícími k sobě, a naopak špičky směřujícími od sebe. Byla prokázána určitá asymetrie mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Na tyto rozdíly však nemělo vliv postavení chodidla.

Dalším faktorem je laterality končetin a její vliv na asymetrii. Ve studii Sadeghi et al. (2000, s. 34-45) narážejí na problém funkční asymetrie, kdy je jedna končetina více oporná a druhá naopak více odrazová. Nepodporují však názor, že laterality přímo souvisí s bilaterální symetrií. Prokázání funkční asymetrie a jejího vztahu k lateralitě je nutné dále zkoumat. Funkční asymetrii se zabývají i Potdevin et al. (2008, 849-861), kteří zkoumají preference dolních končetin při brzdění a odrazu. Z testovaných 24 jedinců mělo 71 % rozdělenou „brzdící“ a „odrážející“ dolní končetinu. Ve strategii chůze byly zjištěny bilaterální rozdíly při

chůzi, což potvrzuje myšlenku, že je asymetrie při chůzi zcela běžná a fyziologická. S tím souhlasí i výsledky našeho výzkumu (viz Tab. 2, s. 36), kde je prokazatelná asymetrie aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny.

## 6.4 Přínos do praxe

Analýza chůze a její následná rehabilitace je nedílnou součástí oboru fyzioterapie. Vyšetření chůze nehraje důležitou roli pouze ve fyzioterapii ale i v neurologii, ortopedii, kardiologii a sportovní medicíně. Všechny tyto obory využívají chůzi k diagnostice patologických procesů v muskuloskeletárním i nervovém systému. Vyšetření chůze lze provádět aspekci, přístrojovou diagnostikou, dynamickými a kinematickými metodami. Tyto metody lze využít nejen k vyšetření, diagnostice patologií chůze, k rehabilitaci ale i ke kontrole průběhu terapeutických jednotek. Diagnostika pomocí počítačových přístrojů je vhodná k posouzení efektu terapie chůze.

Snímání pomocí povrchové elektromyografie se prokázalo jako velmi účinná forma diagnostiky. Senzory Trigno IMU/EMG lze použít při jakékoliv terapeutické jednotce a dá se využít ke snímání aktivity svalů při použití dalších přístrojů. Byla prokázána možnost spojení povrchové EMG a pásu Zebris FDM – T, který poskytuje spoustu dalších terapeutických možností, jako je například využití dynamometrických plošin, které snímají reakční složky síly při chůzi. Výhodou povrchové EMG je, díky malé velikosti celého přístroje, možnost přesunu celé diagnostiky například na schodiště k testované aktivitě svalů při chůzi do schodů a ze schodů. Nevýhodou však je nevelký dosah senzorů a aplikace na tělo. Každý ze senzorů Trigno IMU/ EMG se musí aplikovat na kožní povrch nad svalové břicho. Roli v aplikaci hraje subjektivní umístění terapeutem. Z předchozích výzkumů vyplývá, že je velmi náročné se vyhnout šumu aktivity svalů ležících v blízkosti vyšetřovaného svalu. Při aplikaci povrchové polyelektromyografie může dojít ke snímání šumu z okolních svalů, je tedy velmi důležité správné umístění elektrody přímo na svalové břicho testovaného svalu. K přesné lokalizaci svalového břicha testovaného svalu lze použít ultrazvuk (Reeves et al., 2019, s. 243-246). Přesnější měření dovoluje fine-wire EMG (Murley et al., 2010, s. 749-756), které je invazivní a není možné ho využít k měření diplomové práce (Reeves et al., 2019, s. 243-246 Murley et al., 2010, s. 749-756, Kolářová et al., 2014, s. 75-80).

Využití chodících pásů je v rehabilitaci velkým přínosem, zejména díky tomu, že na chodícím páse lze ujít velkou vzdálenost, která nemusí být vždy k dispozici pro běžnou chůzi. Díky možnosti využití virtuální reality jsme schopni poskytnout i virtuální terénní nerovnosti, které slouží pro multisenzorický trénink. Pacient je tedy schopen natrénovat překračování a

obcházení nerovností v bezpečí uzavřené místnosti s bezpečnostním závěsným systémem a pod supervizí terapeuta. Multisenzorická stimulace je vhodná například u pacientů s neurologickým deficitem například po cévní mozkové příhodě, s Parkinsonovou chorobou, roztroušenou sklerózou a dalšími (Kolářová et al., 2014, s. 50, Corbetta, Imeri, Gatti, 2015, s. 117-124).

Další výhodou chodících pásů je to, že se zlepšuje stereotyp chůze. Zejména tím, že dochází k větší symetrizaci kroku než při běžné chůzi po chodbě. Z výzkumu Rosenblatta a Grabinera (2010, s. 380-384) vyplývá, že na chodícím páse se zvýšila šířka kroku. To poukazuje ke zvyšování stability při chůzi na chodícím páse. Se zvýšením šířky opěrné báze se zvyšuje laterálně směřovaná stabilita a tím dochází ke snížení rizika pádu. Není však zcela objasněno, na které úrovni nervové soustavy je stabilita chůze na páse ovlivňována. Zřejmě dochází k ovlivňování CPG uložených v míše (Rosenblatt, Grebiner, 2010, s. 380-384, Duysens, Van de Crommert, 1998, s. 131-141).

Mimo jiné se uvažuje i o využívání gyroskopů v tzn. „*Tele-rehabilitation*“ u pacientů s abnormalitami chůze. Výhodou by bylo nepřetržité monitorování například úhlu kolenních kloubů. Ke snímání úhlové rychlosti kolenních kloubů by bylo využito pouze dvou senzorů. Mezi výhody gyroskopů patří relativně nízká cena a snadná aplikace. Pro komplexní analýzu dat je však vhodné zůstat u kombinace akcelerometru a gyroskopu (Allseit et al., 2018, s. 1-17, Greene et al., 2010, s. 1251-1260, Doheny et al., 2010, s. 1300-1303).

Pro rehabilitační praxi zůstává pravidlo, že nejužitečnější je kombinace přístrojové terapie a té individuální manuální. Pro pacienta je kombinovaná terapie zábavnější formou terapie a tím je podporovaná i motivace ke cvičení. Rehabilitace chůze může ovlivnit velké množství dalších etází lidského těla. V dnešní době se začíná více přiklánět k přístrojové terapii, avšak standartní terapie je nenahraditelná. Protože trénink určitých prvků ve virtuální realitě nepřipraví pacienta na každou možnou situaci z reálného prostředí.

## **6.5 Limity studie**

Měření diplomové práce bylo stanoveno tak, aby byla ozřejměna aktivita svalů dolních končetin při chůzi na chodícím páse a na chodbě. K minimalizování nedostatků studie bylo využito pilotního měření. Pilotní měření poukázalo na určité nedostatky v proveditelnosti výzkumu. Tyto nedostatky byly co nejvíce upraveny, aby se mohl vlastní výzkum uskutečnit.

Jako největší limit naší studie považuji, že jsme vybrali poměrně malou skupinu jedinců (celkem 17). Z důvodu nedostatečného množství nelze prokázat obecnou platnost výsledků které jsme naměřili, přestože byly měřením zjištěny signifikantní změny. Ke studii byla vybrána skupina jedinců ve věku 40–65 let. Podmínkou zařazení do výzkumu bylo, že testovaní jedinci

musí být zdraví bez akutního ortopedického, neurologického nebo muskuloskeletárního onemocnění, které by mohlo ovlivnit chůzi. Je však pochopitelné, že každý z testovaných jedinců má jinou osobní, sportovní a pracovní anamnézu, ve které by se pravděpodobně daly najít body, které mohly trvale ovlivnit chůzový mechanismus. K dalšímu výzkumu zůstává otázkou, zda by nebylo vhodné přesně definovat i výškové a váhové rozmezí, aby se zamezilo ovlivnění výsledku konstitucí těla. Každý z testovaných měl však jinou výšku postavy (155 cm – 203 cm) a váhu (55 kg – 120 kg). Rozdělení skupiny probandů, dle výšky a váhy propagují Mikos et al. (2018, s. 1-11).

Další limit je možné shledat v tom, že někteří jedinci měli zkušenost s chůzí na chodícím páse a někteří ne. Otázkou tedy zůstává, zda by byla ovlivněna rychlost chůze na chodícím páse, když by všichni testovaní jedinci měli zkušenosti s chůzí na chodícím páse. Dle subjektivních výpovědí, někteří testovaní neměli na chodícím páse pocit jistoty a bylo jim nepříjemné, že pás pod nohou ujíždí.

Za limit lze též považovat, že ke zjištění aktivity svalů dolních končetin byla využívána povrchová elektromyografie. Elektrody Trigno IMU/EMG jsou umístovány kožní povrch nad svalové břicho po jeho pečlivé palpaci při izometrické kontrakci. Palpace je však založená na subjektivním vnímání a zkušenostech terapeuta, proto nemusí být vždy přesná. Dále u povrchové elektromyografie nelze zcela vyloučit veškeré rušivé elementy, které mohou mít vliv na kvalitu signálu, jako je například snímání aktivity okolních svalů, tuková vrstva nad svalovým břichem a kvalita signálu při testování běžné chůze po chodbě. Otázkou zůstává, zda je vhodnější gyroskop než akcelerometr k vyšetření chůze.

Celková struktura měření byla stanovena tak, aby nepřesahovala 30 minut včetně přípravy a nalepení elektrod. Toto časové rozmezí bylo velmi dobře vnímáno probandy. A subjektivně považovali za vhodné, že probíhalo pouze jedno měření. V rámci výzkumu by bylo k uvážení, zda zařadit i další měření, popřípadě vložit specializované vyšetření laterality končetin.

V neposlední řadě se za limit studie může považovat, že v období dokončování měření zasáhla Českou republiku pandemie Covid-19, kdy došlo k uzavření prostor Klinické laboratoře FNOL a tím zastavení měření diplomové práce. Toto omezení mělo vliv na celkový počet testovaných jedinců.

## Závěr

Chůzi je nutné věnovat maximální pozornost, protože je to jedna z nejvíce používaných pohybových schopností. Analýza chůze je důležitým aspektem nejen léčebné rehabilitace. Potenciál hodnocení chůze a její variability je vidět v množství studií, které se touto tematikou zabývají. Diskuzí ohledně zvolení správných parametrů a vhodných senzorů se zabývá mnoho vědeckých pracovníků. Tito specialisté pochází z rozsáhlého okruhu oborů například neurologie, ortopedie, sportovního lékařství, fyzioterapie, biomedicínského inženýrství, strojního inženýrství a počítačového programátorství.

Cílem této diplomové práce bylo porovnat chůzi na chodícím páse a běžnou chůzi po chodbě. Měření probíhalo v náhodně zvoleném pořadí. Testováno bylo 17 zdravých jedinců pomocí povrchové elektromyografie. Na základě naměřených dat lze odvodit některé závěry.

Byla prokázána asymetrie aktivity svalů dolních končetin mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Určitá míra asymetrie je však pro lidskou lokomoci fyziologická. Z toho důvodu by bylo vhodné do dalších výzkumů zařadit více jedinců s dominantní levou končetinou, než bylo použito v tomto měření diplomové práce.

Nejvíce statisticky signifikantním bodem výzkumu byl rozdíl v rychlosti chůze naměřený při běžné chůzi na chodbě a na chodícím páse. Vyšší rychlost byla naměřena při chůzi na chodbě průměrně 1,27 m/s oproti chůzi na chodícím páse, kde byla zjištěna průměrná rychlost 0,69 m/s. Z toho jednoznačně plyne, že se běžná chůze na chodbě zdá vhodnější variantou analýzy chůze než ta na chodícím páse.

Výsledky aktivity svalů při chůzi a jejich porovnání na chodícím páse a na chodbě ukázalo, že při chůzi na chodícím páse je vyšší aktivita m. tibialis anterior dominantní dolní končetiny a zároveň je i vyšší aktivita m. gastrocnemius medialis nedominantní dolní končetiny. Z toho vyplynulo, že při chůzi na chodícím páse je nutná vyšší aktivita při švihové i stojné fázi krokového cyklu. Při běžné chůzi je aktivita opačná. Z toho lze usuzovat, že terapie na chodícím páse by mohla být vhodným doplňkem rehabilitace chůze vedoucí k podpoře zvýšení aktivity distálního svalstva dolních končetin.

Data úhlové rychlosti naměřené gyroskopem zobrazují nižší hodnoty na chodícím páse než na chodbě. Zároveň vykazují více symetrické hodnoty při chůzi na chodícím páse než na chodbě. Data z gyroskopu se zdají být vhodná pro vyšetření lokomoce a poukazují na chůzi na chodícím páse jako vhodnou alternativu terapie.

Z dlouhodobého hlediska by bylo vhodné otestovat více probandů, aby byl výzkum statisticky významný. Z našich výsledků nebylo využito chodícího pásu k analýze chůze

zavrhnuto ani vyzdviženo. Z výzkumů však vyplývá, že je kombinace počítačové a robotické technologie se standartní terapií nejvyšším přínosem v léčebné rehabilitaci.



## Referenční seznam

ALLSEITS, E., KIM, K. J., BENNETT, Ch., GAILEY, R., GAUNAURD, I., AGRAWAL, V., 2018. A Novel Method for Estimating Knee Angle Using Two Leg-Mounted Gyroscopes for Continuous Monitoring with Mobile Health Devices. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 18(9). 1-17, [vid 2020-06-11]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s18092759

ALONGE, F., CUCCO, E., D'IPPOLITO, F., PULIZZOTTO, A., 2014, The use of accelerometers and gyroscopes to estimate hip and knee angles on gait analysis. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(5), 8430–8446. [vid 2020-06-12]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s140508430

BASTLOVÁ, P., 2018. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. 2. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, ISBN 978-80-244-5301-9.

BASTLOVÁ, P., JURUTKOVÁ, Z., TOMSOVÁ, J. a ZELENÁ, A., 2015. *Výběr klinických testů pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, ISBN 978-80-244-4640-0.

BELDA-LOIS, J. M., MENA-DEL HORNO, S., BERMEJO-BOSCH, I., MORENO, J. C., PONS, J. L., FARINA, D., IOSA, M., MOLINARI, M., TAMBURELLA, F., RAMOS, A., CARIA, A., SOLIS-ESCALANTE, T., BRUNNER, C., REA, M., 2011. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 19 (1), pp. 1-14 [vid 2020-06-13]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi 10.1186/1743-0003-8-66.

BOOTH, A. T. C., BUIZER, A. I., MEYNS, P., OUDE LANSINK, I. L. B., STEENBRINK, F., VAN DER KROGT, M. M., 2018. The efficacy of functional gait training in children and young adults with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 60(9), 866–883. [vid 2020-06-05]. ISSN 1469-8749. Dostupné z: doi:10.1111/dmcn.13708

BOYER, E. R., PATTERSON, A., 2018. Gait pathology subtypes are not associated with self-reported fall frequency in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 63, 189–194. [vid 2020-06-05]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2018.05.004

CAMERON, M. H., NILSAGARD, Y., 2018. Balance, gait, and falls in multiple sclerosis. *Handbook of Clinical Neurology*, 159, 237–250. [vid 2020-06-05]. ISSN 0072-9752. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-444-63916-5.00015-X

COMBER, L., GALVIN, R., COOTE, S., 2017. Gait deficits in people with multiple sclerosis: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*, 51, 25–35. [vid 2020-06-05]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2016.09.026

COSENTINO, E., PALMER, K., DELLA PIETÀ, C., MITOLO, M., MENEGHELLO, F., io LEVEDIANOS, G., IAIA, V. a VENNARI, A., 2020. Association Between Gait, Cognition, and Gray Matter Volumes in Mild Cognitive Impairment and Healthy Controls. *Alzheimer Disease & Associated Disorders*, Publish Ahead of Print [vid. 2020-02-09]. s. 1-7 ISSN 0893-0341. Dostupné z: doi:10.1097/WAD.0000000000000371

CORBETTA, D., IMERI, F., GATTI, R., 2015, Rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than standard rehabilitation for improving walking speed, balance and mobility after stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 61(3), 117–124. [vid 2020-06-06]. ISSN 1836-9553. Dostupné z: doi:10.1016/j.jphys.2015.05.017

CRIADO, M. B., SANTOS, M. J., MACHADO, J., GONÇALVES, A. M., GRETEN, H. J., 2017. Effects of Acupuncture on Gait of Patients with Multiple Sclerosis. *Journal of Alternative and Complementary Medicine (New York, N.Y.)*, 23(11), 852–857. [vid 2020-06-05]. ISSN 1557-7708. Dostupné z: doi:10.1089/acm.2016.0355

ČÁPOVÁ, J. 2016. *Od posturální ontogeneze k terapeutickému konceptu*. Ostrava: Repronis, ISBN 978-80-7329-418-2.

DAY, B. L. a BANCROFT, M. J., 2018, *Voluntary steps and gait initiation*. Balance, Gait, and Falls. Elsevier, s. 107-118. Handbook of Clinical Neurology. DOI: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00006-9. [vid 2020-04-06]. ISBN 9780444639165. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780444639165000069>

DIMITRIJEVIC, M. R., GERASIMENKO, Y. a PINTER, M. M., 1998. Evidence for a Spinal Central Pattern Generator in Humansa. *Annals of the New York Academy of Sciences* . 860(1), 360–376. [vid 2020-02-09]. ISSN 1749-6632. Dostupné z: doi:10.1111/j.1749-6632.1998.tb09062.x

DOHENY, E. P., FORAN, T. G., GREENE, B. R., 2010, A single gyroscope method for spatial gait analysis. *Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*. 1300–1303. [vid 2020-06-11]. ISSN 1557-170X. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.2010.5626397

DUYSENS, J., a VAN DE CROMMERT, H.W. A. A., 1998. Neural control of locomotion; The central pattern generator from cats to humans. *Gait & Posture*, 7(2), 131–141. [vid 2020-06-03]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi:10.1016/s0966-6362(97)00042-8

DVOŘÁK, R., a Univerzita Palackého Fakulta tělesné kultury. 2007, *Základy kinezioterapie*. Skripta. Univerzita Palackého v Olomouci, ISBN:978-80-244-1656-4.

DYLEVSKÝ, I., 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, ISBN 978-80-247-1648-0.

ENOKA, R.M. 2002. *Neuromechanics of Human Movement-3rd Edition*. Human Kinetics, ISBN:0736002510, 9780736002516.

ENOKA, R.M., 2015. *Neuromechanics of Human Movement-5th Edition*. Human Kinetics, ISBN:1450458807, 9781450458801.

FARRELL, J. W., BEMBEN, D. A., BLACK, Ch. D., LARSON, D. J., PARDO, G., FJELDSTAD-PARDO, C., LARSON, R. D., 2019. Evaluation of Power Production Asymmetry during Cycling in Persons with Multiple Sclerosis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, B.m.: Multidisciplinary Digital Publishing Institute, 16(18), 3445. [vid 2020-06-17] Dostupné z: doi:10.3390/ijerph16183445

FORMENTO, P. C., ACEVEDO, R., GHOUSSAYNI, S., EWINS, D., 2014. Gait event detection during stair walking using a rate gyroscope. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(3), 5470–5485. [vid 2020-06-12]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s140305470

FUJITA, K., MIAKI, H., FUJIMOTO, A., HORI, H., FUJIMOTO, H., KOBAYASHI, Y., 2018. Factors affecting premature plantarflexor muscle activity during hemiparetic gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 39, 99–103. [vid 2020-06-05]. ISSN 1873-5711. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2018.02.006

GIRARD, O., BROCHERIE, F., MORIN, J. B., MILLET, G. P., 2017, Lower limb mechanical asymmetry during repeated treadmill sprints. *Human Movement Science*, 52, 203–214. [vid 2020-06-17]. ISSN 0167-9457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2017.02.008

GREENE, B. R., MCGRATH, D., O'NEILL, R., O'DONOVAN, K. J., BURNS, A., CAULFIELD, B., 2010. An adaptive gyroscope-based algorithm for temporal gait analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 48(12), 1251–1260. [vid 2020-06-11]. ISSN 1741-0444. Dostupné z: doi:10.1007/s11517-010-0692-0

GÚTH, A., 1998. *Vyšetrovacie metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. Liečreh, Bratislava, ISBN:8088932130, 9788088932130.

HERSSENS, N., VERBECQUE, E., HALLEMANS, A., VEREECK, L., VAN ROMPAEY, V., SAEYS, W., 2018. Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait & Posture*, 64, 181–190. [vid 2020-06-03] ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2018.06.012

HOLLMAN, J. H., MCDADE, E. M., PETERSEN, R. C., 2011. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait & Posture*, 34(1), 111–118. [vid 2020-06-03] ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2011.03.024

CHENG, D. K., NELSON, M., BROOKS, D. a SALBACH, N. M., 2019. Validation of stroke-specific protocols for the 10-meter walk test and 6-minute walk test conducted using 15-meter

and 30-meter walkways. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 1–11, [cit. 2020-02-09]. ISSN 1945-5119. Dostupné z: doi:10.1080/10749357.2019.1691815

JANDA, V., 2004. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada, ISBN 978-80-247-0722-8.

KLUGE, F., HANNINK, J., PASLUOSTA, Ch., KLUCKEN, J., GASSNER, H., GELSE, K., ESKOFIER, B. M., KRINNER, S., 2018. Pre-operative sensor-based gait parameters predict functional outcome after total knee arthroplasty. *Gait & Posture*, 66, 194–200. [vid 2020-06-03] ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2018.08.026

KOLÁŘ, P., 2009, 2012. *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén, ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B., 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci-možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, ISBN 978-80-244-4266-2.

KRAČMAR, B., M. CHRÁSTKOVÁ a R. BAČÁKOVÁ., 2016. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Univerzita Karlova: Karolinum, ISBN 978-80-246-3379-4.

KROBOT, A. a B. KOLÁŘOVÁ., 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, ISBN 978-80-244-4762-1.

LEE, J. K. a PARK, E. J., 2011. Quasi real-time gait event detection using shank-attached gyroscopes. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 49(6), 707–712. [vid 2020-06-11]. ISSN 1741-0444. Dostupné z: doi:10.1007/s11517-011-0736-0

LI, WE, ZHONGLI L., SHUYAN Q., HUAQING Y, XUEMEI Ch., YANCHENG L., ZONGJU L. a KUAN Z. 2020, Analysis of the activation modalities of the lower limb muscles during walking. *Technology and Health Care*. 1-12. DOI: 10.3233/THC-191939. ISSN 09287329.

MACOVENICIUC, I., RANDO, C., BORRION, H., 2019. Forensic Gait Analysis and Recognition: Standards of Evidence Admissibility. *Journal of Forensic Sciences*. Dostupné z: Doi:10.1111/1556-4029.14036.

MAKINO, K., MAKIZAKO, H., DOI, T., TSUTSUMIMOTO, K., HOTTA, R., NAKAKUBO, S., SUZUKI, T., SHIMADA, H., 2017. Fear of falling and gait parameters in older adults with and without fall history. *Geriatrics & Gerontology International*, 17(12), 2455–2459. [vid 2020-06-03] ISSN 1447-0594. Dostupné z: doi:10.1111/ggi.13102

MASANI, K., KOUZAKI, M., FUKUNAGA, T., 2002. Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *Journal of Applied Physiology*, B.m.: American Physiological Society, 92(5), 1885–1890. [vid 2020-06-09]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappphysiol.00969.2000

MIKOS, V., YEN, S., TAY, A., HENG, Ch., CHUNG, Ch. L. H., LIEW, S. H. X., TAN, D. M. L., AU, W. L., Regression analysis of gait parameters and mobility measures in a healthy cohort for subject-specific normative values. *PloS One*, 2018. 13(6), e0199215. [vid 2020-06-03] ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0199215

MIRELMAN, A., SHEMA, S., MAIDAN, I. a HAUSDORFF, J. M., 2018, *Gait, Balance, Gait, and Falls*. Elsevier, s. 119-134. Handbook of Clinical Neurology. DOI: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0. ISBN 9780444639165. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780444639165000070>

MOHD-NOR, M., ZAKARIA, K., JAILANI, R., 2015. Analysis of EMG Signals during Walking of Healthy Children, *IRIS*. Dostupné z: Doi: 10.1016/j.procs.2015.12.299.

MURLEY, G. S., MENZ H. B., LANDORF K. B., BIRD, A. R., 2010, *Reliability of lower limb electromyography during overground walking: A comparison of maximal- and sub-maximal normalisation techniques*. *Journal of Biomechanics*, 43(4), 749–756. [vid. 2020-04-06]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2009.10.014

NEWELL, K. M. a CORCOS D. M. c1993. *Variability and motor control*. Champaign IL: Human Kinetics Publishers, ISBN 08-732-2424-8.

NGUYEN, T., HUYNH, H., MEUNIER, J., 2019, Measurement of Human Gait Symmetry using Body Surface Normals Extracted from Depth Maps. *Sensors* [online]. 19(4) [cit. 2020-

02-28]. DOI: 10.3390/s19040891., ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/14248220/19/4/891>.

NOOIJEN, C., TER HOEVE, N., FIELD-FOTE, E. 2009, Gait quality is improved by locomotor training in individuals with SCI regardless of training approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 6(1) [cit. 2019-02-28]. DOI: 10.1186/1743-0003-6-36. ISSN 17430003.

OPA VSKÝ, Jaroslav. 2003. *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého, ISBN 80-244-0625-X.

OREL M, FACOVÁ V. 2009. *Člověk, jeho mozek a svět*. 2009 Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-2617-5

PERRY, J. a BURNFIELD, J. M., 2010. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK, ISBN 978-1-55642-766-4.

PERRY, J., GARRETT, M., GRONLEY, J. K., MULROY, S. J., 1995, Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke*, 26(6), 982–989. [vid 2020-06-09]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/01.str.26.6.982

PETERS, D. M., FRITZ, S. L. a KROTISH, D. E., 2013. Assessing the reliability and validity of a shorter walk test compared with the 10-Meter Walk Test for measurements of gait speed in healthy, older adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy (2001)* [online]. 36(1), 24–30. [cit. 2019-12-09] ISSN 2152-0895. Dostupné z: doi:10.1519/JPT.0b013e318248e20d

PODĚBRADSKÁ, Radana. 2018. *Komplexní kineziologický rozbor: funkční poruchy pohybového systému*. Praha: Grada Publishing, ISBN 978-80-271-0874-9.

POLK, J. D., STUMPF, R., ROSENGREN, K. S., 2017, Limb dominance, foot orientation and functional asymmetry during walking gait. *Gait & posture*, [2020-06-17] Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2016.11.028

POTDEVIN, F., GILLET, Ch., BARBIER, F., COELLO, Y., MORETTO, P., 2008, Propulsion and braking in the study of asymmetry in able-bodied men's gaits. *Perceptual and Motor Skills*. 107(3), 849–861. [2020-06-17] ISSN 0031-5125. Dostupné z: doi:10.2466/pms.107.3.849-861

PREATONI, E., HAMILL, J., HARRISON, A. J., HAYES, K., EMMERIK R. E. A., WILSON, C., RODANO, R. 2013, *Movement variability and skills monitoring in sports*. Sports Biomechanics, B.m.: Routledge, 12(2), 69–92. [vid. 2020-05-13]. ISSN 1476-3141. Dostupné z: doi:10.1080/14763141.2012.738700

REEVES, J., JONES, R., LIU, A., BENT, L., NESTER, Ch., 2019, *The between-day reliability of peroneus longus EMG during walking*. Journal of Biomechanics, 86, 243–246. [vid 2020-06-05]. ISSN 1873-2380. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.01.037

RILEY, P. O., PAOLINI, G., DELLA CROCE, U., PAYLO, K. W., KERRIGAN, D. C., 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, 26(1), 17–24. [vid 2020-06-05]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2006.07.003

ROBINSON, R. O., HERZOG, W., NIGG, B. M., 1987, Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 10(4), 172–176. [2020-06-17] ISSN 0161-4754.

ROCHA, P. A., PORFÍRIO, G. M., FERRAZ, H. B., TREVISANI, V. F. M., 2014. Effects of external cues on gait parameters of Parkinson's disease patients: a systematic review. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 124, 127–134. [vid 2020-06-03] ISSN 1872-6968. Dostupné z: doi:10.1016/j.clineuro.2014.06.026

ROSE, J., CAHILL-ROWLEY, K., BUTLER, E. E., 2017. Artificial Walking Technologies to Improve Gait in Cerebral Palsy: Multichannel Neuromuscular Stimulation. *Artificial Organs*, 41(11), E233–E239. [vid 2020-06-05]. ISSN 1525-1594. Dostupné z: doi:10.1111/aor.13058

ROSENBLATT, N. J. a GRABINER, M. D., 2010. Measures of frontal plane stability during treadmill and overground walking. *Gait & Posture*, [online]. 31(3), 380–384. [vid 2020-05-05]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2010.01.002



SADEGHI, H., ALLARD, P., PRINCE, F., LABELLE, H., 2000. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, 12(1), 34–45. [2020-06-17] ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(00)00070-9

SEELEY, M. K., UMBERGER, B. R., SHAPIRO, R., 2008, A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait & Posture*, 28(1), 24–28. [2020-06-17] ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2007.09.006

SEKIYA, N., NAGASAKI, H., ITO, H., FURUNA, T., 1997, Optimal Walking in Terms of Variability in Step Length. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26(5), 266–272. [vid 2020-06-09]. ISSN 0190-6011, 1938-1344. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.1997.26.5.266

SHEFFLER, L. R., CHAE, J. 2015. Hemiparetic Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 26(4), 611–623. [vid 2020-06-05]. ISSN 1558-1381. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmr.2015.06.006

SCHREIBER, C., ARMAND, S., MOISSENET, F., 2018. Influence of normative data's walking speed on the computation of conventional gait indices. *Journal of Biomechanics* 76, 68–73. [vid 2020-06-09]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2018.05.022

SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, Věra. 2017. *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. Olomouc: RL-CORPUS, s.r.o, ISBN 978-80-270-2292-2.

STAAB, W., HOTTOWITZ, R., SOHNS, Ch., SOHNS, J. M., GILBERT, F., MENKE, J., NIKLAS, A., LOTZ, J., 2014. Accelerometer and gyroscope based gait analysis using spectral analysis of patients with osteoarthritis of the knee. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(7), 997–1002. [vid 2020-06-12]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.26.997

STEFANO, A., BURRIDGE, J.H., YULE, V.T., ALLEN, R., 2003. Effect of gait cycle selection on EMG analysis during walking in adults and children with gait pathology. *University of Southampton General Hospital*. Dostupné z: doi: 10.1016/S0966-6362(03)00099-7.

STRAZZA, A., MENGARELLI, A., FIORETTI, S., BURATTINI, L., AGOSTINI, V., KNAFLITZ, M., DI NARDO, F., 2017. Surface-EMG analysis for the quantification of thigh muscle dynamic co-contractions during normal gait, *Gait & Posture*. Pages 228-233. ISSN 0966-6362. Dostupné z doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.003.

TAKAKUSAKI, K., 2017. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *Journal of Movement Disorders* [vid 2020-05-08]. 10(1), 1–17. ISSN 2005-940X. Dostupné z: doi:10.14802/jmd.16062

TICHÝ, J., BĚLÁČEK, J., NYKL M. a KASPŘÍKOVÁ, N., 2013, Pravo-levorukost; házení šipek do terče jako test upřednostňování a výkonnosti, *Neurologie praxi*; 14(3): 155–159, 5. [cit. 2020-04-05]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2013/03/10.pdf>

TONG, K. a GRANAT, M. H., 1999. A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering & Physics*, 21(2), 87–94. [vid 2020-06-11]. ISSN 1350-4533. Dostupné z: doi:10.1016/s1350-4533(99)00030-2

TREW, M., A T. EVERETT. 1997. *Human Movement: An Introductory Text*. Physiotherapy Essentials Series. Churchill Livingstone, ISBN 0443044414, 9780443044410.

VAŘEKA, I. a VAŘEKOVÁ, R., 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie*. 2. rozšířené vydání. Praha: TRITON, ISBN 80-7254-837-9.

VYSKOTOVÁ, J. a KRHUTOVÁ, Z., 2014. *Léčebná rehabilitace I, II: skriptum*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, ISBN 978-80-7464-563-1.

WAHID, F., BEGG, R., LYTHGO, N., HASS, CH. J., HALGAMUGE, S., ACKLAND, D. C., 2016. A Multiple Regression Approach to Normalization of Spatiotemporal Gait Features. *Journal of Applied Biomechanics*, B.m.: Human Kinetics, Inc., 32(2), 128–139. [vid 2020-06-03] ISSN 1065-8483, 1543-2688. Dostupné z: doi:10.1123/jab.2015-0035

WEERDESTEYN, V., HOLLANDS, K. L. a HOLLANDS, M. A., 2018, Gait adaptability. *Balance, Gait, and Falls*. Elsevier, s. 135-146. Handbook of Clinical Neurology. DOI: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00008-2. ISBN 9780444639165. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780444639165000082>

VEREIJKEN, B., EMMERIK R. E. A., WHITING, H. T. A., a NEWELL, K. M., 1992. Free(z)ing Degrees of Freedom in Skill Acquisition. *Journal of Motor Behavior.*, B.m.: Routledge, 24(1), 133–142. [vid. 2020-05-13]. ISSN 0022-2895. Dostupné z: doi:10.1080/00222895.1992.9941608

WASHABAUGH, E. P., KALYANARAMAN, T., ADAMCZYK, P. G., CLAFLIN, E. S., KRISHNAN, Ch., 2017. Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. *Gait & Posture*, 55, 87–93. [vid 2020-06-03] ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2017.04.013

WINTER, D. A., 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. B.m.: John Wiley & Sons. ISBN 978-0-470-39818-0.

WHITTLE, M. W., 2007. *Gait analysis: an introduction*. (4th ed.). Edinburgh:Elsevier Butterworth-Heinemann. ISBN: 9780750688833

WHITTLE, M. W., LEVINE D. a RICHARDS, J., 2012. *Whittle's Gait Analysis*. 5. ilustrované vydání. Churchill Livingstone: Elsevier, ISBN 9780702042652.

YANG, Ch., HSU, Y., 2010, A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 10(8), 7772–7788. [vid 2020-06-12]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s100807772

## **Seznam zkratek**

6MWT – 6 Minute Walk Test

10MWT – 10 Meter Walk Test

BPP – metoda bazálních programů a podprogramů Jarmily Čákové

CNS – centrální nervovou soustavou

COM – centre of mass

CPG – centrální generátory pohybu

DGI – Dynamic Gait Index

DMO – dětská mozková obrna

DNS – Dynamická neuromuskulární stabilizace

EMG – elektromyografie

FGA – Functional Gait Assessment

IMU – inertial measurement units

PNF – Proprioceptivní neuromuskulární facilitace

PNS – periferní nervovou soustavou

RF – m.rectus femoris

RS – roztroušená skleróza

TA – m.tibialis anterior

TEP – totální endoprotéza

TUG – Timed Up and Go

## **Seznam obrázků**

<b>Obrázek 1</b> Jednotlivé fáze chůze (Kolář, 2012, s.48).....	15
<b>Obrázek 2</b> Příklad umístění elektrod pohled zezadu, zepředu a z boku.....	32
<b>Obrázek 3</b> Porovnání aktivity svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na chodícím páse a chůzi po chodbě .....	39
<b>Obrázek 4</b> Porovnání rychlosti chůze na chodícím páse a na chodbě.....	40
<b>Obrázek 5</b> Porovnání hodnot měřených gyroskopem .....	40

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1</b> Základní popisná statistika hodnocených parametrů svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na chodícím páse .....	35
<b>Tabulka 2</b> Základní popisná statistika hodnocených parametrů svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při běžné chůzi na chodbě .....	36
<b>Tabulka 3</b> Základní popisná statistika rychlosti běžné chůze po chodbě a na chodícím páse	36
<b>Tabulka 4</b> Popisná statistika hodnocených parametrů stejné fáze krokového cyklu měřených gyroskopem během běžné chůze po chodbě a na chodícím páse .....	37
<b>Tabulka 5</b> Popisná statistika a p hodnoty Wilcoxonova párového testu .....	37

## **Seznam příloh**

<b>Příloha 1</b> Informovaný souhlas (str.1).....	72
<b>Příloha 2</b> Informovaný souhlas (str.2).....	73
<b>Příloha 3</b> Obrázek prostoru, kde by byla testovaná běžná chůze a 10MWT.....	74
<b>Příloha 4</b> Místnost s chodícím pásem Zebris.....	74

# Přílohy

## Příloha 1 Informovaný souhlas (str.1)



Fakulta  
zdravotnických věd

### **Informovaný souhlas**

Pro výzkumný projekt: „Hodnocení chůze aspektem povrchové elektromyografie,“

Období realizace: 04/2019 – 05/2020

Řešitelé projektu: Bc. Anna Skopcová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zjistit kvalitu pohybu (chůze na chodbě a chodícím páse) na svalovou aktivitu dolních končetin u zdravých jedinců. V rámci výzkumu bude měřena i aktivita svalů dolních končetin při stožení (zavřené a otevřené oči). Aktivita svalů bude měřena pomocí povrchové elektromyografie (EMG), což je neinvazivní metoda. Na kůži očištěnou abrazivní pastou Vám budou aplikovány 4 hypoalergenní samolepící elektrody na každou dolní končetinu. Zároveň Vám budou připevněny akcelerometry na oblast křížové kosti a holenní kosti a stehna každé dolní končetiny.

Při samotném vyšetření budete vyzván/a ke stožení se zavřenými a poté otevřenými očima. Dále bude vyšetřována chůze po chodbě a na chodícím páse. Předpokládaná doba měření je maximálně 30 minut i s aplikací elektrod a akcelerometrů.

Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplývají žádná zdravotní či jiná rizika. Kdykoliv v průběhu měření můžete vyjádřit nesouhlas s průběhem a měření bude ihned ukončeno. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte prosím Váš podpis na konec tohoto formuláře. Podpisem vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880  
www.fzv.upol.cz



## Příloha 2 Informovaný souhlas (str.2)

### **Prohlášení účastníka výzkumu**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracovány v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu:

\_\_\_\_\_

V Olomouci dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:

\_\_\_\_\_

Bc. Anna Skopcová

**Příloha 3** Obrázek prostoru, kde by byla testovaná běžná chůze a 10MWT



**Příloha 4** Místnost s chodícím pásem Zebris

